



PCT WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation ⁶ : A61F 2/68, 2/72, 2/64		(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 96/41599
A1		(43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 27. December 1996 (27.12.96)
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE96/01041 (22) Internationales Anmeldedatum: 6. Juni 1996 (06.06.96) (30) Prioritätsdaten: 195 21 464.1 13. Juni 1995 (13.06.95) DE (71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE BESITZ- UND VERWALTUNGSKOMMANDITGESELLSCHAFT [DE/DE]; Industriestrasse, D-37115 Duderstadt (DE). (72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): VAN DER PERRE, Georges [BE/BE]; Veeweidenstraat 37, B-3040 St. Agatha Rode (BE). PEERAER, Louis [BE/BE]; Rodenbachlaan 11, B- 3110 Rotselaar (BE). VANDER SLOTEN, Jos [BE/BE]; Langestraat 62, B-3190 Boortmeerbeek (BE). AEYELS, Bruno [BE/BE]; Brouwerstraat 68, B-3000 Leuven (BE). (74) Anwälte: GRAMM, Werner usw.; Theodor-Heuss-Strasse 1, D-38122 Braunschweig (DE).		(81) Bestimmungsstaaten: CN, JP, RU, US, europäisches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Veröffentlicht Mit internationalem Recherchenbericht. Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelassenen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderungen eintreffen.
(54) Title: PROCESS FOR CONTROLLING THE KNEE BRAKE OF A KNEE PROSTHESIS AND THIGH PROSTHESIS		
(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUR STEUERUNG DER Kniebremse EINES PROTHESEN-KNIEGELENKES SOWIE OBER- SCHENKELPROTHESE		
(57) Abstract <p>A process is disclosed for controlling the knee brake (11) of a knee joint (4) that joins a stump bed (1) to a prosthesis lower part (2) provided with a foot prosthesis (3). The computer-controlled braking moment is continuously variable between "free" and "blocked" depending on the walking movements of the prosthesis user. The walking movements are characterised by EMG values measured in the stump bed (1), by pressure values measured in the foot area, by the momentary knee angle and by the momentary angular speed between thigh prosthesis and lower leg prosthesis in the form of electric signals (hereafter "measurement data"). Also disclosed is a thigh prosthesis. In order to better adapt the knee brake control to various natural walking types, the following steps are disclosed: (a) the momentary walking type among a plurality of predetermined walking types for each prosthesis user is determined by evaluating at least some of the measurement data; (b) the control programme associated with the detected walking type is selected; (c) for each control program, the period of a step defined as a time span between two successive contacts between heel and ground is subdivided into several phases whose respective end is determined by means of predetermined measurement data for each phase; (d) defined, possibly variable braking values for the knee brake are determined for each phase.</p>		
(57) Zusammenfassung <p>Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit angeschlossenem Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes (4), wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird. Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese. Zur verbesserten Anpassung der Kniebremssteuerung an verschiedene natürliche Gangarten werden erfindungsgemäß in erster Linie folgende Verfahrensschritte vorgeschlagen: a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten; b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms; c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird; d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.</p>		

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Codes zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AM	Armenien	GB	Vereinigtes Königreich	MX	Mexiko
AT	Österreich	GE	Georgien	NE	Niger
AU	Australien	GN	Guinea	NL	Niederlande
BB	Barbados	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BE	Belgien	HU	Ungarn	NZ	Neuseeland
BF	Burkina Faso	IE	Irland	PL	Polen
BG	Bulgarien	IT	Italien	PT	Portugal
BJ	Benin	JP	Japan	RO	Rumänien
BR	Brasilien	KE	Kenya	RU	Russische Föderation
BY	Belarus	KG	Kirgisistan	SD	Sudan
CA	Kanada	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KR	Republik Korea	SG	Singapur
CG	Kongo	KZ	Kasachstan	SI	Slowenien
CH	Schweiz	LJ	Liechtenstein	SK	Slowakei
CI	Côte d'Ivoire	LK	Sri Lanka	SN	Senegal
CM	Kamerun	LR	Liberia	SZ	Swasiland
CN	China	LK	Litauen	TD	Tschad
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TG	Togo
CZ	Tschechische Republik	LV	Lettland	TJ	Tadschikistan
DE	Deutschland	MC	Monaco	TT	Trinidad und Tobago
DK	Dänemark	MD	Republik Moldau	UA	Ukraine
EE	Estland	MG	Madagaskar	UG	Uganda
ES	Spanien	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
FI	Finnland	MN	Mongolei	UZ	Usbekistan
FR	Frankreich	MR	Mauretanien	VN	Vietnam
GA	Gabon	MW	Malawi		

Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines Prothesen-Kniegelenkes sowie Oberschenkelprothese

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Steuerung der Kniebremse eines ein Stumpfbett mit einem Prothesenunterteil mit
angeschlossenem Prothesenfuß verbindenden Kniegelenkes, wobei
das computergesteuerte Bremsmoment in Abhängigkeit von der
Gehbewegung des Prothesenträgers kontinuierlich zwischen
"frei" und "blockiert" veränderbar ist, und die Gehbewegung
durch im Stumpfbett gemessene EMG-Werte, im Fußbereich gemessene
Druckwerte, durch den jeweiligen Kniewinkel sowie die
jeweilige, zwischen Prothesenober- und -unterschenkel gemessene
Winkelgeschwindigkeit in Form elektrischer Signale
(nachfolgend "Meßdaten") charakterisiert wird.

- Die Erfindung betrifft ferner eine Oberschenkelprothese, mit
- einem Stumpfbett, das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
 - einem Prothesenunterschenkel, an den ein Prothesenfuß
angeschlossen ist;
 - einem Kniegelenk, das über eine Knieachse einen oberen
Kniegelenkanschuß für das Stumpfbett gelenkig verbindet
mit einem unteren Kniegelenkanschuß für den Prothesen-
unterschenkel;
 - einer computergesteuerten Bremse, die auf eine Bremswelle
ein zwischen "frei" und "blockiert" kontinuierlich ver-
änderbares Bremsmoment aufbringt;
 - einem Kniegelenkgetriebe zur Übertragung des Bremsmomentes
von der Bremswelle auf die Knieachse;
 - einer Steuereinheit, die über einen Steueralgorithmus die
Bremse in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesen-
trägers beaufschlagt;
 - EMG-Sensoren, die im Stumpfbett zur Anlage an bestimmten
Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die
Steuereinheit abgeben;
 - Fußdrucksensoren, die in der Lauffläche des Prothesenfußes
angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit ab-

geben;

- einem Kodiergerät, das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesen-
5 ober- und -unterschenkel mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit abgibt.

Die EP 0 549 855 A2 offenbart eine Kniebremssteuerung, bei der ein hydraulischer Dämpfer die Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk steuert. Ein Mikroprozessor ermittelt aus einer Bela-
10 stungsmessung und einer Kniewinkelmessung das übliche Gangmuster und beaufschlagt an verschiedenen Gang-Übergangspunkten einen Motor, der seinerseits eine im Hydraulikdämpfer vorgesehene Ventileinrichtung verstellt. Diese Ausführungsform ermöglicht dem Prothesenträger die Verwendung der Prothese in ver-
15 schiedenen Gangarten einschließlich Treppensteigen und sich hinsetzen.

Die DE 39 09 672 C2 offenbart eine schwunghasengeregelte Oberschenkelprothese mit einem Oberschaft, der mit einem Unterschaft gelenkig über eine Kniegelenkwelle verbunden und von
20 einem Druckzylinder beaufschlagt ist. Der Druckzylinder wird über ein Ventil angesteuert, dessen Öffnungsgrad durch eine Reguliereinrichtung in Abhängigkeit von mehreren während Gehversuchen ausgewählten Gehgeschwindigkeiten eingestellt wird. Vorgesehen ist eine Betriebsart-Wähleinrichtung zur Wahl ver-
25 schiedener Öffnungsgrade für mehrere unterschiedliche Gehgeschwindigkeiten in einem Lehrprogrammeingabebetrieb sowie für einen Playbackbetrieb. Vorgesehen sind ferner eine die Öffnungsgrade ermittelnde Erfassungseinrichtung, eine die Öffnungsgrade der Betriebsart-Wähleinrichtung speichernde Einrichtung, eine Schwung- und Standphasen erfassende Phasenermittlungseinrichtung, eine Gehgeschwindigkeits-Ermittlungseinrichtung, die die tatsächliche Gehgeschwindigkeit aufgrund der
30 jeweiligen Zeitspannen der durch die Phasenermittlungseinrichtung erfaßten Schwung- und Standphasen ermittelt, sowie eine Steuereinrichtung, die die tatsächlich von der Gehgeschwindigkeit-Ermittlungseinrichtung ermittelte Gehgeschwindigkeit mit
35

den entsprechenden gespeicherten Öffnungsgraden der Betriebsart-Wähleinrichtung vergleicht und den Öffnungsgrad des Ventils einstellt. Gesteuert wird somit nur die Schwingphase. Als Sensoren werden verwendet ein Kniewinkelsensor und Streck-Endschalter. Die Zeitdauer der Standphase wird als Parameter benutzt zur Steuerung des Dämpfungskoeffizienten in der Schwingphase.

Auch die französische Patentanmeldung 89 194 844 offenbart eine pneumatische Kniebetätigungseinrichtung. Als Sensoren werden verwendet entweder Fußkontaktsensoren oder Belastungsmessungen in Kombination mit einem Streck-Endschalter. Die Steuerung löst während der Standphase eine automatische Knieblockierung aus und paßt während der Schwingphase den Dämpfungskoeffizienten der Gangzyklusdauer an.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine den verschiedenen natürlichen Gangarten besser angepaßte Kniebremssteuerung sowie eine hierfür besser geeignete Oberschenkelprothese zu entwickeln.

Ausgehend von dem eingangs beschriebenen Verfahren wird diese Aufgabe gemäß der Erfindung durch folgende Merkmale gelöst:

- a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger ermittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
- b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten Steuerprogramms;
- c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in mehrere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meßdaten bestimmt wird;

d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.

5 Dabei ist es vorteilhaft, wenn die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten Frequenz erfolgt.

10 Ferner kann es zweckmäßig sein, wenn zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Knie sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.

15 Es können zuvor verschiedene Gangarten festgelegt bzw. definiert werden (z. B. Gehen auf einem ebenen Untergrund; Treppensteigen; Treppenabstieg; das Gehen auf einer ansteigenden oder abschüssigen Fläche; Bewegungen im Stillstand usw.).

20 Erfindungsgemäß geht man aus von einer Schrittperiode, die definiert ist als zeitlicher Abstand zwischen zwei Fersen/Boden-Kontakten. Diese Schrittperiode wird auf einer Zeitachse aufgetragen und dann in eine bestimmte Anzahl von Schrittphasen unterteilt, wobei jeweils zwischen zwei Phasen ein Übergang, also ein Wechsel von der einen zur anderen Phase vorgesehen ist. Jede Phase stellt somit einen zeitlichen Teilabschnitt einer Schrittperiode dar, wobei während der Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Jeder Phasenübergang basiert auf Meßdaten.

30 Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren besteht grundsätzlich die Möglichkeit, jederzeit von einer Gangart auf eine andere Gangart überzuwechseln, wobei jeder Gangart ein spezielles Steuerprogramm zugeordnet ist. Es kann aber festgelegt werden, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.

35 Erfindungsgemäß erfolgt die Ermittlung der jeweils ausgeübten

Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten. Dabei ist es zweckmäßig, wenn die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.

Erfindungsgemäß ist es vorteilhaft, wenn für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird. Diese Kurve kann in der Praxis z. B. durch dreißig Meßwerte erstellt werden. Beim Vergleich der Ist-Meßdaten mit den Referenzwerten ist jedoch nicht ohne weiteres feststellbar, mit welchem der beispielsweise genannten dreißig Meßwerten einer Muskelaktivitätskurve der gerade ermittelte Istwert verglichen werden muß. Es muß also eine Zuordnung innerhalb der Schrittperiode erfolgen. Diese Schrittperiode ist jedoch für verschiedene Gangarten unterschiedlich und kann selbst innerhalb derselben Gangart variieren. Da aber die Ist-Meßdaten in realer Zeit, also über einen bestimmten Zeitablauf übermittelt werden, die Referenzdaten aber für einen vorgegebenen Zeitablauf und damit üblicherweise in Prozentangaben bezogen auf die Schrittperiode vorliegen, ein Vergleich der Realzeit mit Prozentangaben aber nicht möglich ist, muß die tatsächliche Schrittperiode in ihrer "Zeitlänge" der Referenz-Schrittperiode angepaßt werden. Dies wird wie folgt vorgenommen:

Nachdem man für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetasteten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt hat, werden dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durch equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert, die dann die EMG-Referenzkurve definieren. Der erste sowie der letzte EMG-Referenzwert entspricht dann den EMG-Meßdaten bei Fersen/Boden-Kontakt. Zum Vergleich einer bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden Referenz-EMG-Meßdaten wird der jeweilige Zeitpunkt innerhalb der Schrittperiode ermittelt und zwar durch Vorausberechnung der

Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase. Es werden dann zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve herausgesucht. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, nicht alle EMG-Daten der kompletten Schrittperiode zu benutzen, sondern nur EMG-Daten aus einem bestimmten Abschnitt der Schrittperiode, abhängig von der Gangart.

Die Ermittlung der Gangzeit sucht eine Antwort auf die Frage:

An welcher Stelle befinden wir uns in der Schrittperiode?. Dabei hat es sich als zweckmäßig erwiesen, innerhalb einer Schrittperiode bestimmte Gang-Fixpunkte zu definieren. Zum Beispiel in folgender Reihenfolge:

1. Fersen/Boden-Kontakt: steigende Flanke des Fersendrucks, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
2. Beginn Beugung Standphase: steigende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
3. Fuß flach: Metatarsalkopf I - Druck wird größer als der Fersendruck;
4. Maximum am Metatarsalkopf I: Metatarsalkopf I - Druck wird maximal;
5. Beugungsschwungphase: steigende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
6. maximale Beugungsschwungphase: Kniewinkel wird maximal;
7. Streckung Schwungphase: fallende Flanke des Kniewinkels, festgestellt mittels eines Schwellwertes;
8. volle Streckung: Kniewinkel wird minimal oder negativ (Hyperextension).

Diese Gang-Fixpunkte sind über eine Schrittperiode verteilt und unterteilen die Schrittperiode in die vorstehend erläuterten Phasen.

5 Die "on-line" Gang-Zeitbasis bestimmt die Gangzeit des momentanen Zeitpunktes, bevor die derzeitige Schrittperiode beendet ist. Und dies erfolgt erfindungsgemäß durch Vorausberechnen der Zeit des Eintreffens eines zukünftigen Ereignisses mit einer bekannten Gangzeit.

10 Der wesentliche Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens kann darin gesehen werden, daß bei einem Wechsel der Gangart auch die Steuerung der Kniebremse geändert wird und zwar jeweils unter Adaptierung eines gespeicherten Referenzmusters.

15 Die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe wird ausgehend von der eingangs beschriebenen Oberschenkelprothese durch folgende Merkmale gelöst:

- 20 a) zumindest zwei Fußdrucksensoren sind in nach unten offenen Ausnehmungen in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
- 25 b) die Bremse ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
- 30 c) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.

35 Erfindungsgemäß werden vorzugsweise zumindest zwei EMG-Sensoren verwendet. Außerdem können Sensoren zur Messung des Knie-momentes und/oder des Hüftmomentes vorgesehen werden.

Die Kniebremse wird vorzugsweise mit einer konstanten Frequenz, z. B. 100 Hz beaufschlagt. Grundsätzlich lassen sich alle Meßdaten jederzeit vollständig verarbeiten; in der Praxis werden aber nur jeweils ausgewählte Meßdaten für die einzelnen Berechnungen herangezogen. In jedem Fall werden alle Meßdaten von einem Computer über eine bestimmte Zeit gespeichert (z. B. über 2,5 sek.), also nicht sofort vernichtet.

Für das Kniegelenkgetriebe werden erfindungsgemäß drei Alternativen vorgeschlagen.

Erfindungsgemäß ist es grundsätzlich möglich, die genannten EMG-Elektroden zur Identifizierung der Gangart, der Gangphase innerhalb einer Schrittperiode und der Übergänge zwischen Gangart und -phasen heranzuziehen und sei es auch nur zur Kontrolle der im Fußbereich gemessenen Druckwerte und/oder der Kniewinkel-Messungen.

Erfindungsgemäß wird ein Steuerungsverfahren bevorzugt, bei dem die im Stumpfbett gemessenen EMG-Werte in Verbindung mit den im Fußbereich gemessenen Druckwerten und den jeweiligen Kniewinkeln als Information in den Mikroprozessor eingespeist werden zur Identifizierung der Gangart und -phasen und der Übergänge zwischen ihnen. In jeder der Gangphasen wird die Kombination der im Fußbereich gemessenen Druckwerte mit dem gemessenen Kniewinkel als Steuerparameter für den Feedback-Steueralgorithmus benutzt. Eine geschlossen ausgebildete Kniebeaufschlagungseinrichtung umfaßt ein Getriebe sowie eine Magnetpulverbremse, die eine direkte, kontinuierliche Steuerung des Kniebremsmomentes sowohl in der Standphase als auch in der Schwungphase ermöglichen. Die Kombination dieser drei Merkmalskomplexe führt zu einem zweischichtigen Steuersystem: die erste Schicht beinhaltet die Identifizierung der Gangart und -phase sowie die Auswahl des gangartspezifischen Steueralgorithmus, während die zweite Schicht definiert ist durch die direkte Steuerung des Kniebremsmomentes unter Verwendung des geeigneten Algorithmus.

Als Ergebnis hiervon paßt sich die Prothese automatisch an die Gangart und -phase des Prothesenträgers an. Ein wesentlicher Vorteil der erfindungsgemäß gestalteten Oberschenkelprothese ist darin zu sehen, daß eine Anpassung an den jeweiligen Prothesenträger ausschließlich in der Software, nicht aber in der Hardware erfolgen muß. Dies vereinfacht eine Anpassung beträchtlich.

Weitere Merkmale der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche und werden in Verbindung mit weiteren Vorteilen der Erfindung anhand mehrerer Ausführungsbeispiele erläutert.

In der Zeichnung sind einige als Beispiele dienende Ausführungsformen der Erfindung dargestellt. Es zeigen:

Figur 1 - in schematischer Darstellung eine Oberschenkelprothese;

Figur 2 - in vergrößertem Maßstab das Stumpfbett gemäß **Figur 1** in Vorderansicht;

Figur 3 - einen Querschnitt gemäß der Linie III-III in **Figur 2**;

Figur 4 - einen Prothesenfuß in Seitenansicht;

Figur 5 - in vergrößertem Maßstab einen Fußdrucksensor im lotrechten Längsschnitt;

Figur 6 - den Fußdrucksensor gemäß **Figur 5** in Unteransicht;

Figur 7 - in seitlicher Rückansicht ein Kniegelenk in einer ersten Ausführungsform;

Figur 8 - das Kniegelenk gemäß **Figur 7** in seitlicher Vorderansicht;

- Figur 9** - einen lotrechten Schnitt in der Frontebene durch das Kniegelenk gemäß **Figur 7**;
- 5 **Figur 10** - einen lotrechten Schnitt in der Sagittalebene durch das Gelenk gemäß **Figur 7**;
- Figur 11** - in Draufsicht einen Horizontalschnitt durch das Kniegelenk gemäß **Figur 8**;
- 10 **Figur 12** - eine zweite Ausführungsform eines Kniegelenk in einer Darstellung gemäß **Figur 9**;
- Figur 13** - das Kniegelenk gemäß **Figur 12** in einer Darstellung gemäß **Figur 10**;
- 15 **Figur 14** - das Kniegelenk gemäß **Figur 12** in einer Darstellung gemäß **Figur 11**;
- Figur 15** - in schaubildlicher Darstellung eine dritte Ausführungsform für ein Kniegelenk;
- 20 **Figur 16** - das Kniegelenk gemäß **Figur 15** im Längsschnitt;
- Figur 17** - eine schematische Darstellung für die Definition des Kniewinkels;
- 25 **Figur 18** - in schematischer Darstellung eine Oberschenkelprothese, deren Prothesenunterschenkel mit Dehnungsmeßstreifenpaaren bestückt ist;
- 30 **Figur 19** - ein Diagramm, in dem Fußdruck und Kniewinkel über eine Schrittperiode aufgetragen sind und ein diese Kurven verdeutlichendes Phasendiagramm;
- 35 **Figur 20** - ein etwas abgewandeltes Phasendiagramm in einer Darstellung gemäß **Figur 19**;

- Figur 21** - elektronische Hardware in einem Blockschaltbild;
- Figur 22** - ein Blockschaltbild für eine digitale Steuereinheit und
- Figur 23** - in einem Blockschaltbild eine Steuereinheit mit zwei Controllern.

Die in Figur 1 dargestellte Oberschenkelprothese besteht im wesentlichen aus einem Stumpfbett 1, das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist, aus einem Prothesenunterschenkel 2, an den ein Prothesenfuß 3 angeschlossen ist und aus einem Kniegelenk 4, das über eine Knieachse 5 einen oberen Kniegelenkanschuß 6 für das Stumpfbett 1 gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkanschuß 7 für den Prothesenunterschenkel 2. Im Stumpfbett 1 sind EMG-Sensoren 8 und in der Unterseite des Prothesenfußes 3 sind Fußdrucksensoren 9 angedeutet. Am Kniegelenk 4 sind ein Kniewinkelsensor 10 sowie eine Bremse 11 schematisch eingezeichnet. Zur Steuerung dieser Bremse 11 dienen ein ebenfalls nur schematisch dargestellter Mikrocomputer 12 und Batterien 13, die der Prothesenträger an einem Gürtel tragen kann, die aber auch unmittelbar in den Prothesenunterschenkel 2 integriert sein können. In einer Alternativlösung ist die Steuerung der Kniebremse 11 durch einen externen Computer möglich.

Die Figuren 2 und 3 lassen erkennen, daß drei EMG-Sensoren 8 vorgesehen sind, die jeweils einem das Hüftgelenk beaufschlagenden Muskel zugeordnet sind nämlich den Muskeln rectus femoris, adductor longus und hamstrings. Die EMG-Sensoren 8 sind in der Innenwandung des Stumpfbettes 1 federelastisch festgelegt, um so eine permanente zuverlässige Anlage an dem zugeordneten Muskel zu gewährleisten. Die elektrischen Anschlüsse der EMG-Sensoren 8 sind außen am Stumpfbett 1 verlegt. Der Abstand der EMG-Sensoren 8 vom Rand 1a des Stumpfbettes 1 beträgt etwa 10 cm.

Figur 1 läßt erkennen, daß vier Fußdrucksensoren 9 vorgesehen sind von denen Figur 4 nur zwei zeigt. Der erste Fußdrucksensor liegt im Fersenbereich, der zweite im Bereich eines OS metatarsale, der dritte im Kopfbereich eines OS metatarsale und der vierte im Zehenbereich. Jeder Fußdrucksensor 9 stützt sich gegen eine Metalleinlage 14 ab, die in eine Ausnehmung 15 eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor 9 herum mit dem Material der Prothesenfuß-Laufläche ausgefüllt ist.

Zur Verstärkung der das Kniegelenk beaufschlagenden Bremskraft ist ein Kniegelenkgetriebe vorgesehen. Die Figuren 7 bis 11 zeigen eine erste Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 16. Die Knieachse 5 sitzt zusammen mit einem ersten Getriebezahnrad 17 fest am oberen Kniegelenkanschuß 6, während der untere Kniegelenkanschuß 7 als Getriebegehäuse 18 ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse 5 bildet und das eigentliche Getriebe, die Bremse 11 und ein Codiergerät umfaßt, das über den Kniewinkelsensor 10 den jeweiligen Kniewinkel und außerdem die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel mißt und in Form elektrischer Signale an eine Steuereinheit 19 abgibt (siehe Figur 21).

Die in der Zeichnung im Detail nicht näher dargestellte Bremse 11 ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt. Das erste Kniegelenkgetriebe 16 ist ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe mit parallel zueinander angeordneter Knieachse 5, Zwischenwelle 20 und Bremswelle 21, die drehbar im Getriebegehäuse 18 gelagert und jeweils mit einem Zahnrad 17, 22, 23 bestückt sind, wobei die Zwischenwelle 20 noch ein mit dem Zahnrad 23 der Bremswelle 21 kämmendes Zwischenrad 24 trägt.

Die Figuren 7 und 8 zeigen einen Anschlag 25 für die Strecklage des Prothesenunterschenkels 2. Figur 8 zeigt außerdem einen federelastischen Vorbringer 26, während in Figur 9 eine

auf der Bremswelle 21 sitzende Kniewinkel-Codierscheibe 27 angedeutet ist, der das vorstehend erwähnte, in Figur 11 angedeutete Codiergerät 28 zugeordnet ist.

5 Die Figuren 12 bis 14 zeigen eine zweite Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 29. Hier ist die Knieachse 5 zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschuß 6, 7 drehbar gelagert. Auf dieser die Bremswelle bildenden Knieachse 5 sitzt drehfest ein Zahnrad 30, das mit einem Zahnrad 31 einer Zwischenwelle 32 kämmt, die über ein zweites Zahnrad 33 im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß 6 verbundenen Zahnrad 34.

10 Im übrigen wurden die mit dem ersten Kniegelenkgetriebe 16 übereinstimmenden Bauteile mit denselben Bezugszeichen versehen.

20 Die Figuren 15 und 16 zeigen eine dritte Ausführungsform für ein Kniegelenkgetriebe 35. Dieses weist einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß 6 verbundenen Hebel 36, der sich mit seinem freien Ende auf einer Spindel 37 geführten und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter 38 abstützt. Letztere ist gegen die Wirkung einer Feder 39 auf der Spindel 37 verschiebbar, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschuß 7 drehbar gelagert ist.

25 Figur 17 zeigt eine Relativverschwenkung zwischen dem Stumpfbett 1 und dem Prothesenunterschenkel 2 und den sich hieraus ergebenden Kniewinkel α .

30 Figur 18 zeigt in schematischer Darstellung, daß der Prothesenunterschenkel 2 mit zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 bestückt ist, wobei - in der Sagittalebene gesehen - von jedem Dehnungsmeßstreifenpaar 40 jeweils ein Dehnungsmeßstreifen vorn und der jeweils andere hinten am Prothesenunterschenkel 2

angeordnet sind. Es handelt sich um einen Sensor zur Messung des Kniemomentes. Die gleichen Dehnungsmeßstreifenpaare 40 oder aber zwei zusätzliche Dehnungsmeßstreifenpaare dienen zudem als Sensor zur Messung des Hüftgelenkes. Der untere Pfeil A symbolisiert die Bodenreaktionskraft; über die Achse B ist das Biegemoment aufgetragen. Die Punkte B1 und B2 geben die von den beiden Dehnungsmeßstreifenpaaren 40 ermittelten Biegemomente an. Durch lineare Extrapolation dieser beiden Meßpunkte B1, B2 erhält man in der "Höhe" der Knieachse 5 den Wert für das Kniemoment B_K und bei weiterer linearer Extrapolation bis zur "Höhe" des Hüftgelenkes 41 den Wert für das Hüftmoment B_H . Bei dieser Art der Messung des Hüftmomentes muß das Kniegelenk 4 in gestreckter Lage des Prothesenunterschens 2 blockiert sein.

In dem in Figur 19 gezeigten Diagramm sind auf der lotrechten Achse der jeweils gemessene Fußdruck in Prozent bzw. der jeweils gemessene Kniewinkel α in Winkelgrad aufgetragen, während die horizontale Achse die Zeitspanne einer kompletten Schrittperiode angibt. Von den vier in Figur 1 dargestellten Fußdrucksensoren 9 sind lediglich eine Druckkurve D1 für den Fersendrucksensor und eine Druckkurve D2 für einen Drucksensor im Kopfbereich des OS metatarsale I eingezeichnet. Eingetragen ist ferner die Kurve K_α für den jeweiligen Kniewinkel.

Die im Diagramm dargestellte Schrittperiode ist die Zeitspanne zwischen zwei aufeinanderfolgenden Fersen/Boden-Kontakten des Prothesenfußes 3. Diese Schrittperiode ist erfindungsgemäß unterteilt in mehrere Phasen (in dem dargestellten Beispiel in acht Phasen), deren jeweiliger Endpunkt durch für diese Phase vorgegebene Meßdaten bestimmt ist. Dabei werden jeder Phase bestimmte, sich während dieser Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet, mit denen die Kniebremse 11 beaufschlagt wird.

In der unteren Darstellung der Figur 19 zeigen die drei rechts von der gestrichelten Linie liegenden Phasen 1 bis 3 die Kör-

perhaltungsphase, die links von der gestrichelten Linie eingezeichneten Phasen 4 bis 8 die Schwungphase. Dabei sind beispielsweise die Möglichkeiten vorgesehen, aus der Phase 1 unmittelbar in die Phase 4 und/oder aus der Phase 4 unmittelbar in die Phase 6 überzugehen.

Figur 20 zeigt für das in der Figur 19 dargestellte Phasendiagramm ein etwas vereinfachtes Beispiel für das Gehen auf ebenem Untergrund. Auch hier bedeuten die durch einen Kreis symbolisierten Phasen jeweils einen kurzen Zeitabschnitt von einer Schrittperiode, wobei während jeder Phase eine gesteuerte Kniebewegung stattfindet. Die Pfeile zwischen den Phasen geben den jeweiligen Phasenübergang an. Es handelt sich hier um vorgegebene Schwellwerte bzw. Fixpunkte, die den Endpunkt einer Phase definieren und jeweils von durch Sensoren übermittelte Meßdaten bestimmt werden.

Figur 21 zeigt ein Beispiel für die zur Steuerung der Kniebremse 11 vorgesehene elektronische Hardware. Diese umfaßt die bereits vorstehend erwähnte Steuereinheit 19, die Schnittstellen für die drei EMG-Sensoren 8, für zwei Fußdrucksensoren 9 sowie für das Codiergerät 28 aufweist. Die Stromversorgung für die Steuereinheit 19 ist mit 42 bezeichnet. Die Steuereinheit 19 steht mit einem externen Computer 43 in Verbindung und weist eine Steuerleitung 44 zur Steuerung der Bremse 11 auf.

Gemäß Figur 22 weist die Steuereinheit 19 einen Mikrocontrolleraufbau auf, der einen Mikrocontroller 45, zumindest einen RAM sowie eine serielle Schnittstelle zum bidirektionalen Datenaustausch mit dem externen Computer 43 umfaßt. Der Mikrocontroller 45 umfaßt zur Speicherung der Betriebs- und Steuerungssoftware sowie der festen Daten einen internen 2 kB EEPROM und ist zur Aufnahme der flüchtigen Daten während des Betriebs mit einem externen 8 kB RAM verbunden.

Figur 23 zeigt eine alternative Ausführungsform mit zwei Controllern. Hier weist die Steuereinheit 19 einen Mikrocontrol-

5 leraufbau in einer Master-Slave-Konfiguration auf, wobei der Mastercontroller 46 mit dem Codiergerät 28 und den Fußdruck-sensoren 9 und der mit dem Mastercontroller 46 im direkten Datenaustausch verbundenen Slavecontroller 47 mit den EMG-Sensoren 8 verbunden ist. Beide Controller 46, 47 weisen jeweils eine eigene Peripherieschaltung, RAM und eine serielle Verbindung zu dem externen Computer 43 auf.

Gr/is/af/bk

Patentansprüche:

1. Verfahren zur Steuerung der Kniebremse (11) eines ein
Stumpfbett (1) mit einem Prothesenunterteil (2) mit ange-
5 schlossenem Prothesenfuß (3) verbindenden Kniegelenkes
(4), wobei das computergesteuerte Bremsmoment in Abhän-
gigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers kontinu-
ierlich zwischen "frei" und "blockiert" veränderbar ist,
und die Gehbewegung durch im Stumpfbett (1) gemessene
10 EMG-Werte, im Fußbereich gemessene Druckwerte, durch den
jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige, zwischen Pro-
thesenober- und -unterschenkel gemessene Winkelgeschwin-
digkeit in Form elektrischer Signale (nachfolgend "Meß-
daten") charakterisiert wird, **gekennzeichnet durch fol-**
15 **gende Merkmale:**
 - a) Ermittlung der jeweiligen Gangart aus einer Anzahl
vorgegebener, zuvor für diesen Prothesenträger er-
mittelten Gangarten durch Auswerten von zumindest
20 einigen der jeweils übermittelten Meßdaten;
 - b) Auswahl des dieser ermittelten Gangart zugeordneten
Steuerprogramms;
 - 25 c) für jedes Steuerprogramm wird eine als Zeitspanne
definierte Schrittperiode zwischen zwei aufeinander-
folgenden Fersen/Boden-Kontakten unterteilt in meh-
rere Phasen, deren jeweiliger Endpunkt durch für
diese Phase vorgegebene, jeweils übermittelte Meß-
30 daten bestimmt wird;
 - d) jeder Phase werden bestimmte, sich während dieser
Phase gegebenenfalls ändernde Bremswerte zugeordnet,
mit denen die Kniebremse beaufschlagt wird.
- 35 2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, daß
die Beaufschlagung der Kniebremse mit einer konstanten

Frequenz erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**,
daß zusätzliche Meßdaten ermittelt werden aus den am Knie
sowie an der Hüfte angreifenden Momenten.
4. Verfahren nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, daß
die vorgegebenen Gangarten mit Hilfe der unterschiedli-
chen, sich aus der Messung der am Knie und an der Hüfte
angreifenden Momente ergebenden Meßdaten definiert wer-
den.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **da-
durch gekennzeichnet**, daß die Ermittlung der jeweiligen
Gangart durch Vergleich der übermittelten Ist-Meßdaten
mit den für jede Gangart vorgegebenen Referenz-Meßdaten
erfolgt.
6. Verfahren nach Anspruch 5, **dadurch gekennzeichnet**, daß
die Referenz-Meßdaten aus den für jede einzelne Gangart
gemessenen EMG-Daten ermittelt werden.
7. Verfahren nach Anspruch 6, **dadurch gekennzeichnet**, daß
für jede der vorgegebenen Gangarten für jeden abgetaste-
ten Hüftgelenkmuskel über eine Schrittperiode eine die
Muskelaktivität wiedergebende Kurve erstellt wird, daß
dann die diese Kurve definierenden EMG-Meßdaten durch
equidistante lineare Interpolation auf eine bestimmte
Anzahl EMG-Referenzwerte reduziert werden, die dann die
EMG-Referenzkurve definieren, und daß zum Vergleich einer
bestimmten Anzahl Ist-EMG-Meßdaten mit übereinstimmenden
Referenz-EMG-Meßdaten der jeweilige Zeitpunkt innerhalb
der Schrittperiode ermittelt wird durch Vorausberechnung
der Zeit des Endpunktes der jeweiligen Phase, wobei dann
zu den Ist-Meßdaten die ihnen in Gangzeit am nächsten
kommenden EMG-Referenzwerte der EMG-Referenzkurve heraus-
gesucht werden.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein Wechsel von dem Steuerprogramm der gerade benutzten Gangart zu dem Steuerprogramm einer anderen Gangart nur bei einer zuvor ausgewählten speziellen Phase der Schrittperiode der gerade benutzten oder aber der neuen Gangart vorgenommen wird.
9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß alle Meßdaten kurzfristig gespeichert werden.
10. Oberschenkelprothese, mit
- einem Stumpfbett (1), das zur Verbindung mit einem Oberschenkelstumpf des Prothesenträgers ausgebildet ist;
 - einem Prothesenunterschenkel (2), an den ein Prothesenfuß (3) angeschlossen ist;
 - einem Kniegelenk (4), das über eine Knieachse (5) einen oberen Kniegelenkansschluß (6) für das Stumpfbett (1) gelenkig verbindet mit einem unteren Kniegelenkansschluß (7) für den Prothesenunterschenkel (2);
 - einer computergesteuerten Bremse (11), die auf eine Bremswelle (21; 5; 37) ein zwischen "frei" und "blockiert" kontinuierlich veränderbares Bremsmoment aufbringt;
 - einem Kniegelenkgetriebe (16; 29; 35) zur Übertragung des Bremsmomentes von der Bremswelle (21; 5; 37) auf die Knieachse (5);
 - einer Steuereinheit (19), die über einen Steueralgorithmus die Bremse (11) in Abhängigkeit von der Gehbewegung des Prothesenträgers beaufschlagt;
 - EMG-Sensoren (8), die im Stumpfbett (1) zur Anlage an bestimmten Oberschenkelmuskeln angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;
 - Fußdrucksensoren (9), die in der Lauffläche des Prothesenfußes (3) angeordnet sind und Signale an die Steuereinheit (19) abgeben;

- 5 - einem Kodiergerät (28), das den jeweiligen Kniewinkel sowie die jeweilige Winkelgeschwindigkeit zwischen Prothesenober- und -unterschenkel (2) mißt und in Form elektrischer Signale an die Steuereinheit (19) abgibt; insbesondere zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **gekennzeichnet durch folgende Merkmale:**
- 10 a) zumindest zwei Fußdrucksensoren (9) sind in nach unten offenen Ausnehmungen (15) in der Fußsohle angeordnet und zwar im Fersenbereich sowie im Kopfbereich eines OS metatarsale;
- 15 b) die Bremse (11) ist eine Magnetpulverbremse, die über gepulste Steuersignale einer Pulsweiten-Modulationsschaltung (PWM-Schaltung) angesteuert wird, wobei die Pulsweite den durch die Bremse fließenden Strom und somit das Bremsmoment bestimmt;
- 20 c) ein Einstell- und Kalibriersystem zur Anpassung des die Bremse (11) beaufschlagenden Steueralgorithmus an den Gang des Prothesenträgers.
- 25 11. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10, **gekennzeichnet** durch einen dritten Fußdrucksensor (9) im Bereich eines OS metatarsale und einen vierten Fußdrucksensor (9) im Zehenbereich.
- 30 12. Oberschenkelprothese nach Anspruch 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, daß in der Innenwandung des Stumpfbettes (1) zumindest zwei EMG-Sensoren (8) festgelegt sind, deren elektrische Anschlüsse außen am Stumpfbett (1) verlegt sind.
- 35 13. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, **dadurch gekennzeichnet**, daß die zwei EMG-Sensoren (8) den Muskeln rectus femoris und hamstrings zugeordnet sind.

14. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12 oder 13, **gekennzeichnet** durch einen dritten, dem adductor longus zugeordneten EMG-Sensor (8).
- 5 15. Oberschenkelprothese nach Anspruch 12, 13 oder 14, **dadurch gekennzeichnet**, daß die EMG-Sensoren federelastisch festgelegt sind.
- 10 16. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Abstand der EMG-Sensoren (8) vom Rand (1a) des Stumpfbettes (1) etwa 10 cm beträgt. (Figur 2)
- 15 17. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 16, **dadurch gekennzeichnet**, daß sich jeder Fußdrucksensor (9) gegen eine Metalleinlage (14) abstützt, die in eine Ausnehmung (15) eingelegt ist, die um den Fußdrucksensor (9) herum mit dem Material der Prothesenfuß-Lauffläche ausgefüllt ist. (Figuren 5 und 6)
- 20 18. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 17, **dadurch gekennzeichnet**, daß jeder Fußdrucksensor (9) die Größe des von der Sensor-Kontaktfläche auf den Boden ausgeübten Drucks in Form elektrischer Signale abgibt.
- 25 19. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 18, **gekennzeichnet** durch einen Sensor zur Messung des Kniemomentes.
- 30 20. Oberschenkelprothese nach Anspruch 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Kniemoment-Sensor aus zumindest zwei Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind. (Fig. 18)
- 35 21. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 20, **gekennzeichnet** durch einen Sensor zur Messung des Hüftmo-

mentes.

22. Oberschenkelprothese nach Anspruch 21, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Hüftmoment-Sensor aus zumindest zwei
5 Dehnungsmeßstreifenpaaren (40) besteht, die in der Sagittalebene jeweils vorn und hinten am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet sind, und daß zur Messung das Kniegelenk (4) blockiert ist. (Fig. 18)
- 10 23. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 22, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Knieachse (5) sowie ein erstes Getriebezahnrad (17) fest am oberen Kniegelenkanschluß (6) sitzen, während der untere Kniegelenkanschluß
15 (7) als Getriebegehäuse (18) ausgebildet ist, das die Lagerung für die Knieachse (5) bildet und Getriebe, Bremse (11) und Kodiergerät (28) umfaßt.
- 20 24. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, **gekennzeichnet durch** ein zweistufiges Untersetzungsgetriebe (16) mit parallel zueinander angeordneter Knieachse (5), Zwischenwelle (20) und Bremswelle (21), die drehbar im Getriebegehäuse (18) gelagert und jeweils mit einem Zahnrad (17) bestückt sind, wobei die Zwischenwelle (20) noch ein mit
25 dem Zahnrad (23) der Bremswelle (21) kämmendes Zwischenrad (24) trägt. (Figuren 7 - 11)
- 30 25. Oberschenkelprothese nach Anspruch 23, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Knieachse (5) zugleich als Bremswelle ausgebildet und sowohl im oberen als auch im unteren Kniegelenkanschluß (6,7) drehbar gelagert ist und drehfest ein Zahnrad (30) trägt, das mit einem Zahnrad (31) einer Zwischenwelle (32) kämmt, die über ein zweites
35 Zahnrad (33) im Eingriff steht mit einem fest mit dem oberen Kniegelenkanschluß (6) verbundenen Zahnrad (34). (Figur 6)
26. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 25,

dadurch gekennzeichnet, daß das Kniegelenkgetriebe (35) einen an seinem einen Ende fest mit dem oberen Kniegelenkanschuß (6) verbundenen Hebel (36) aufweist, der sich mit seinem freien Ende auf einer auf einer Spindel (37) geführten und deren Drehantrieb darstellenden Drehmutter (38) abstützt, die auf der Spindel (37) verschiebbar ist, die die Bremswelle bildet und mit ihrem unteren Ende am unteren Kniegelenkanschuß (7) drehbar gelagert ist. (Figuren 15 und 16)

27. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 26, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Kodiergerät (28) einen optischen Encoder sowie eine auf einer Getriebewelle (21;32;37) sitzende Kodierscheibe (27) umfaßt. (Figuren 11 und 14)
28. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 27, **dadurch gekennzeichnet**, daß sich die elektronische Hardware zusammensetzt aus der digitalen Steuereinheit (19), ihrer Verkabelung mit einer Energiequelle (42), den EMG- und Fußdrucksensoren (8,9), dem Kodiergerät (28) und der Bremse (11), und aus einem externen, das Einstell- und Kalibriersystem bildenden Computer (43) zum zeitweiligen Datenaustausch, Anpassung und Eichung der Steuereinheit (19). (Figur 21)
29. Oberschenkelprothese nach einem der Ansprüche 10 bis 28, **dadurch gekennzeichnet**, daß die digitale Steuereinheit (19) in einem Gehäuse am Prothesenunterschenkel (2) angeordnet ist.
30. Oberschenkelprothese nach Anspruch 28 oder 29, **dadurch gekennzeichnet**, daß der externe Computer (43) eigene Schnittstellen für die Sensoren und Stellglieder aufweist, mit denen er direkt über Parallelkabel verbindbar ist.

Gr/is/af/bk

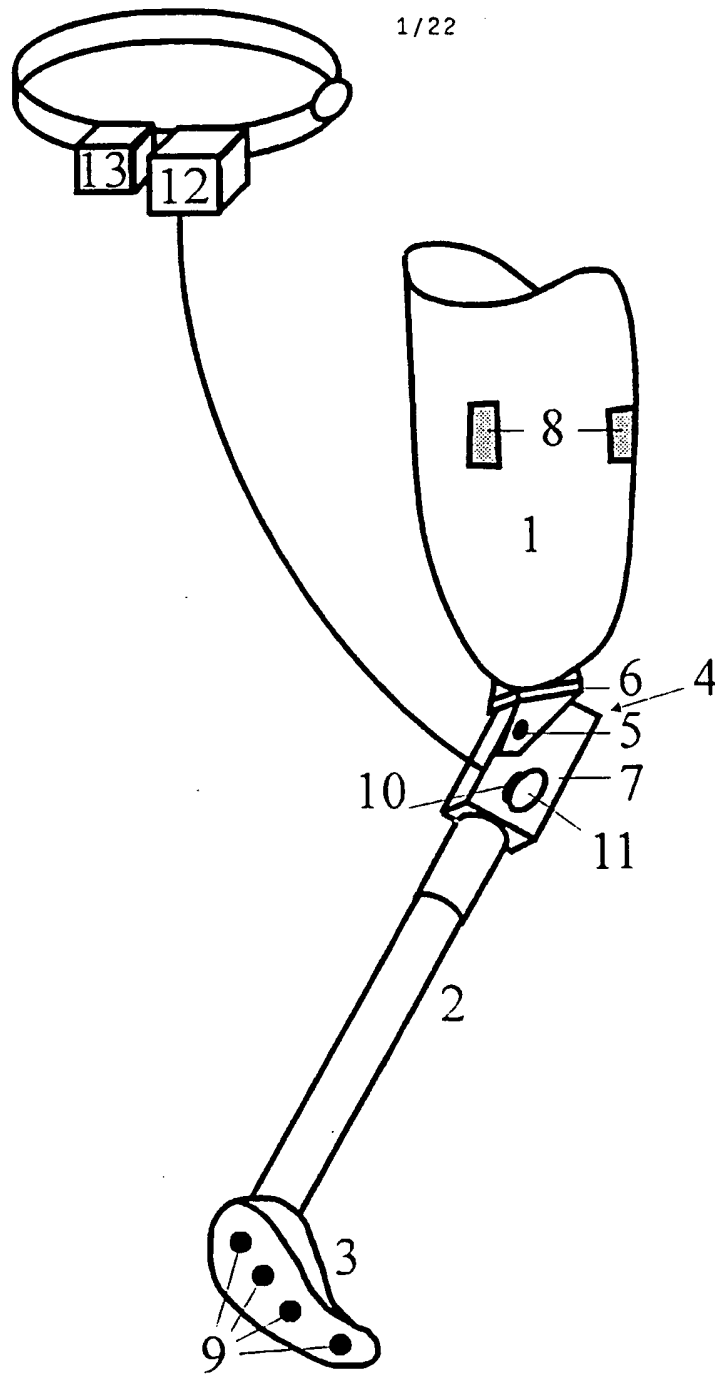


Fig. 1

2/22

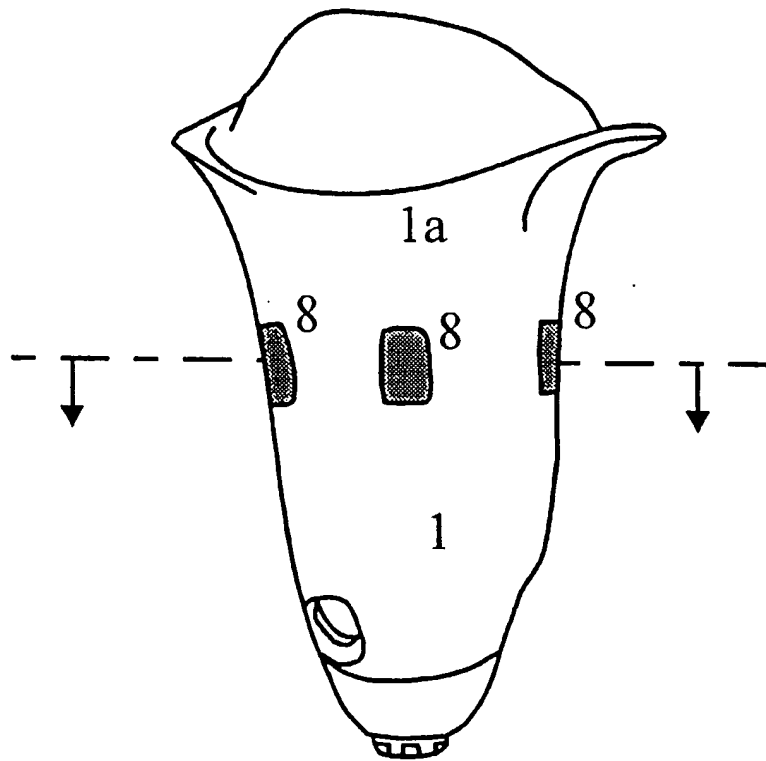


Fig. 2

3/22

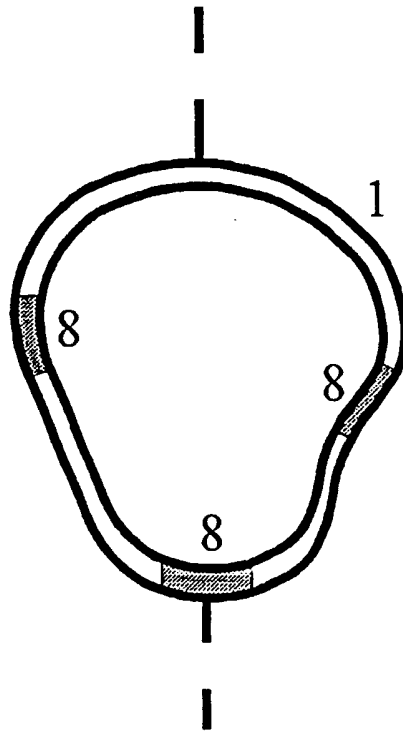


Fig. 3

4/22

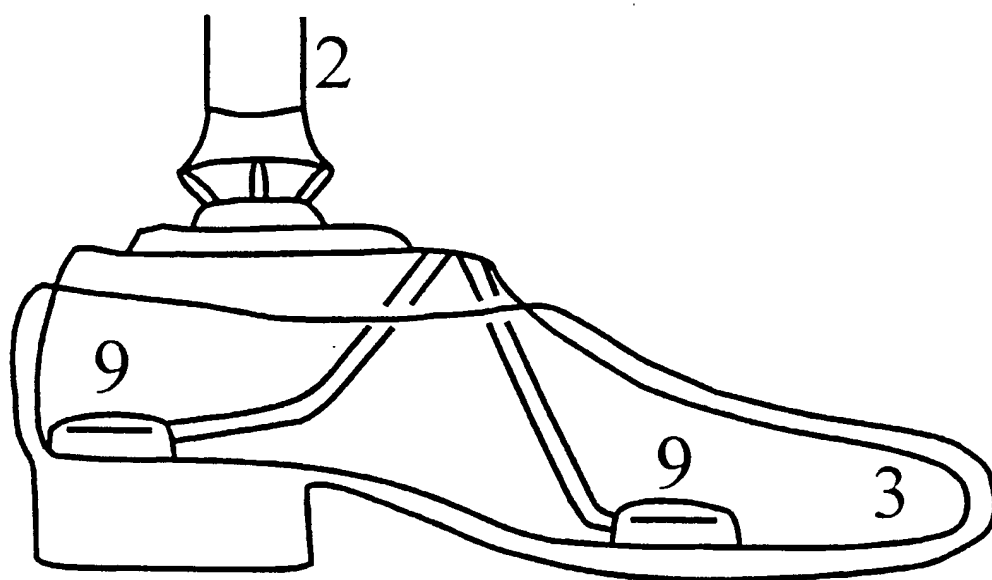


Fig. 4

5/22

Fig. 5

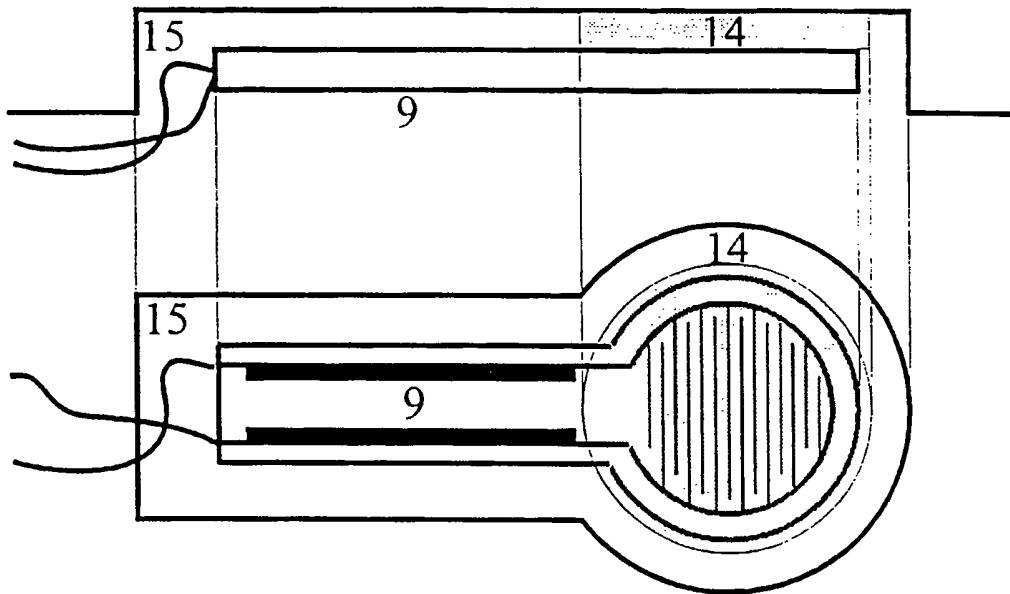


Fig. 6

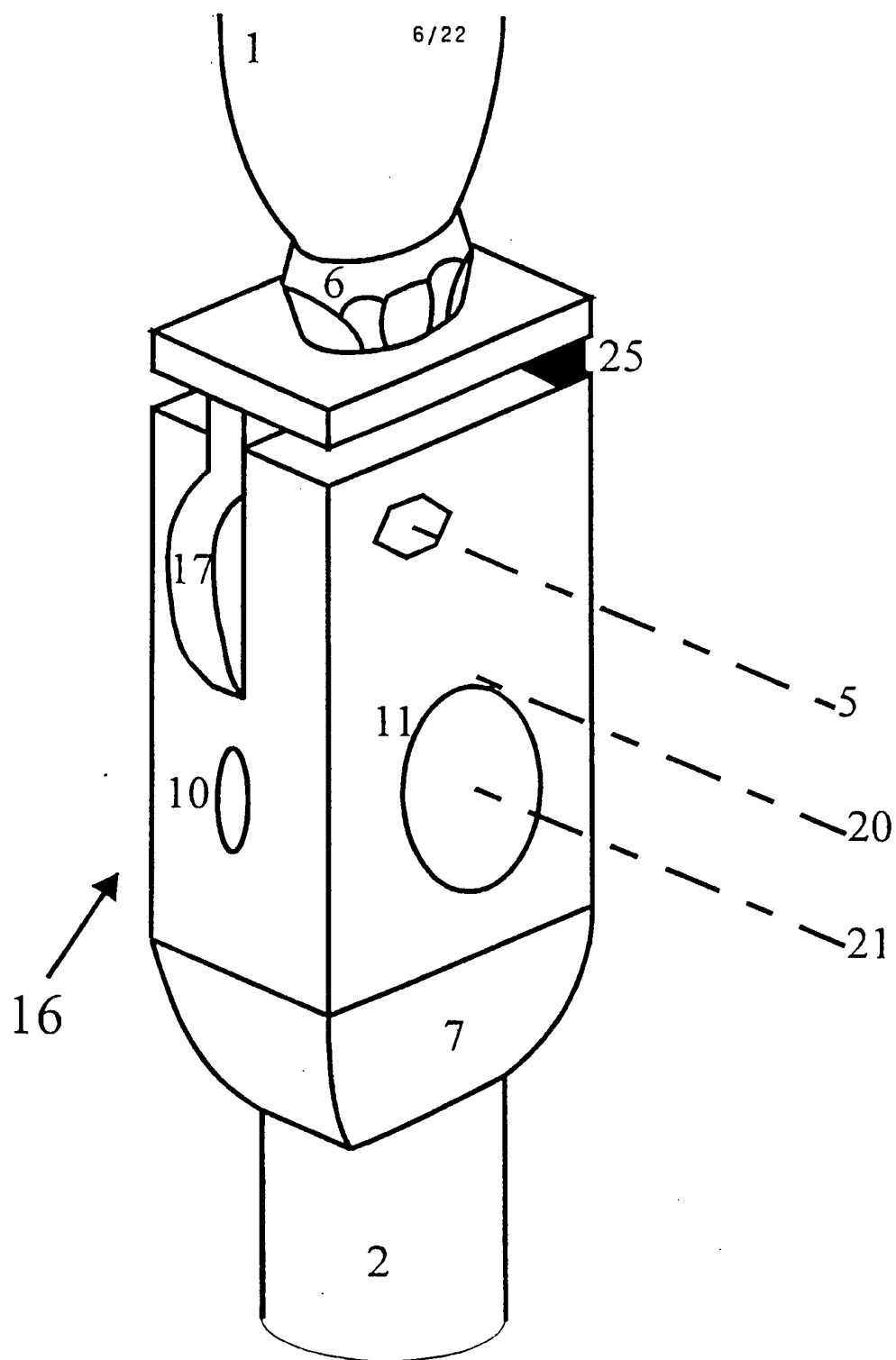


Fig. 7

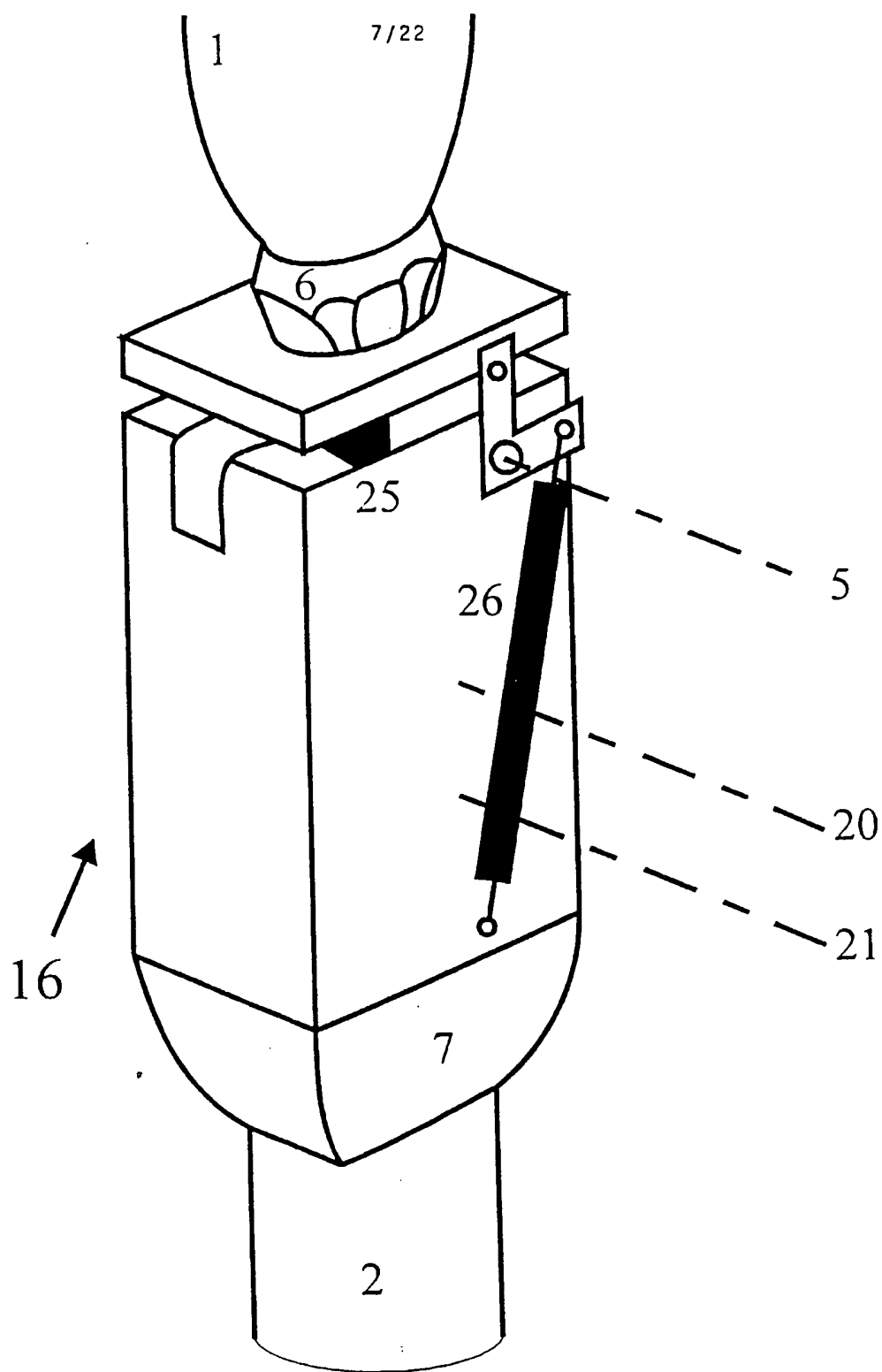


Fig. 8

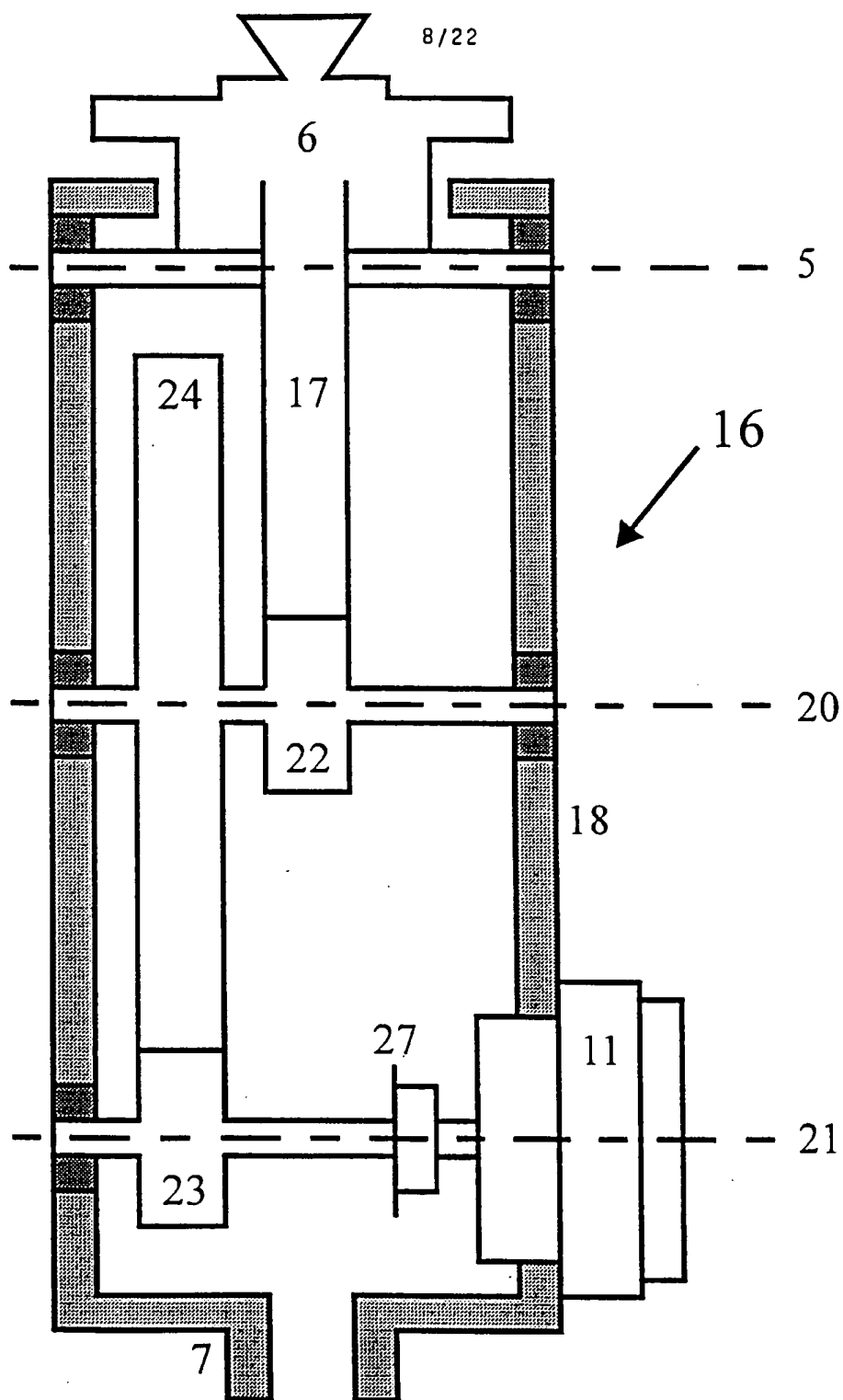


Fig. 9

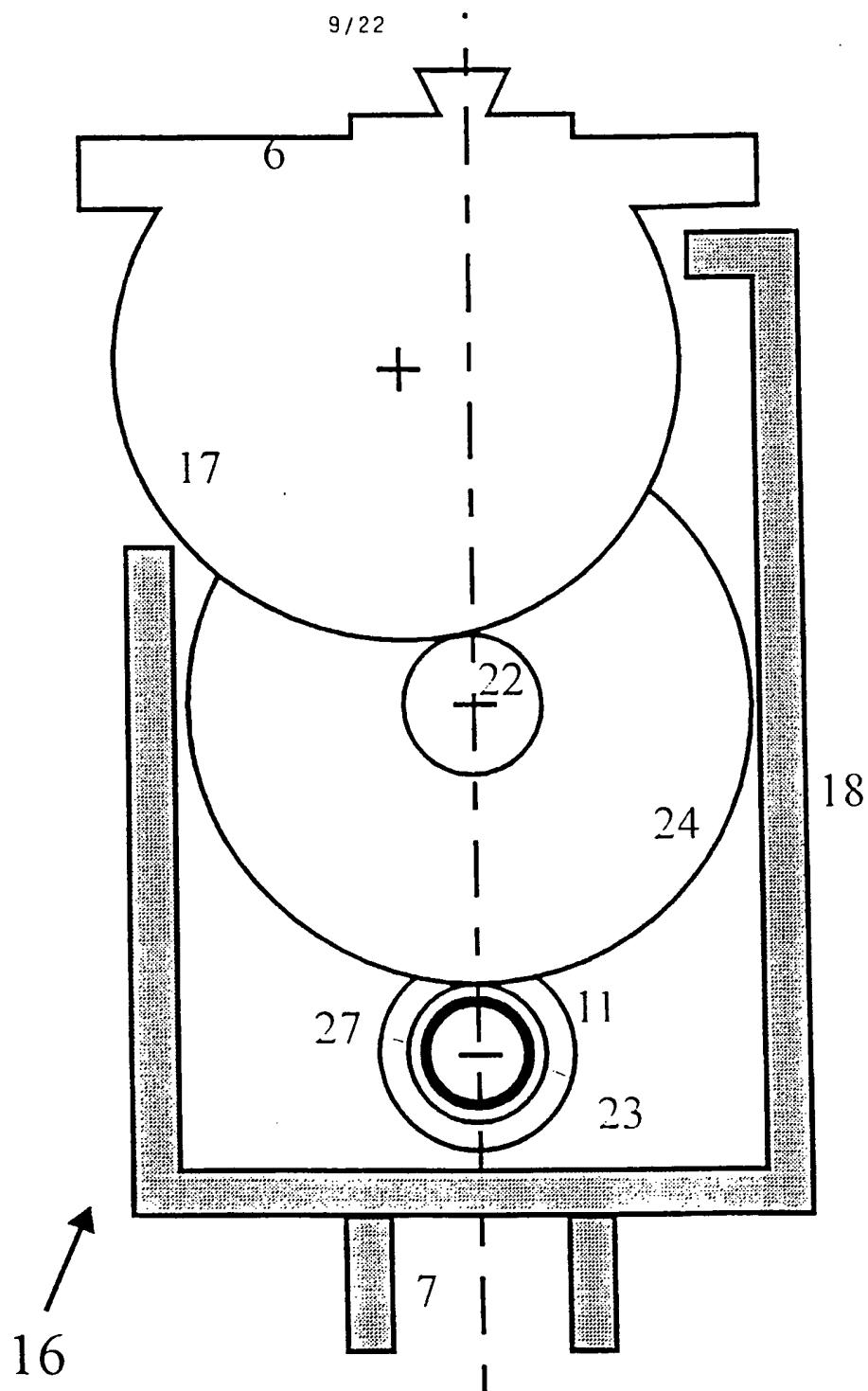


Fig. 10

10/22

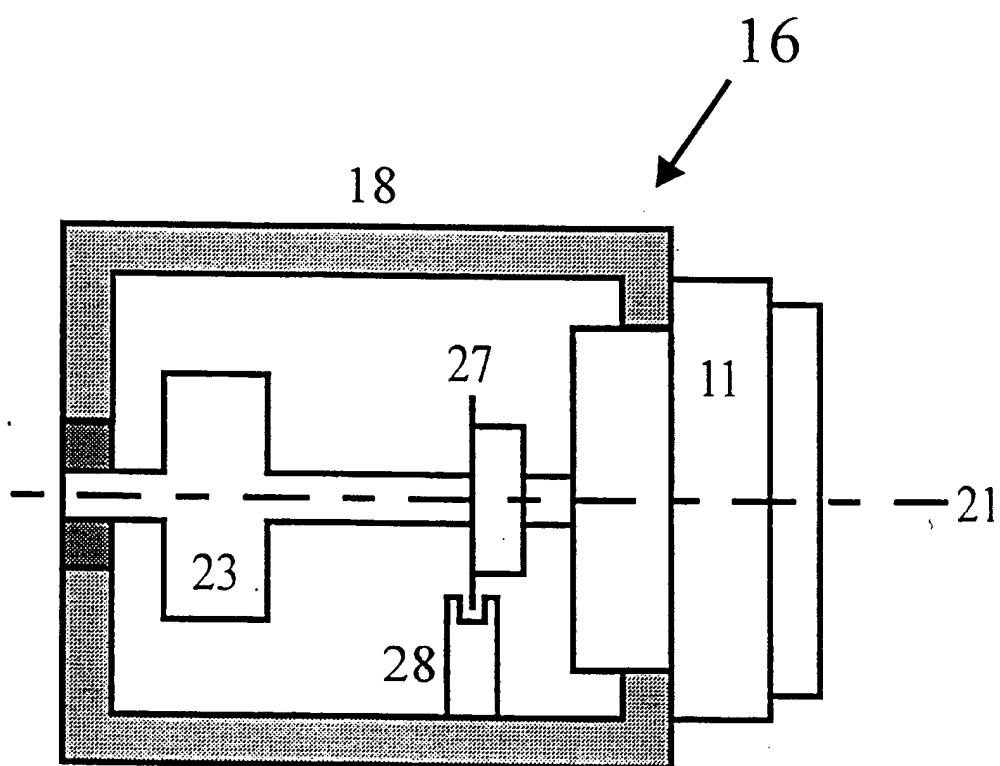


Fig. 11

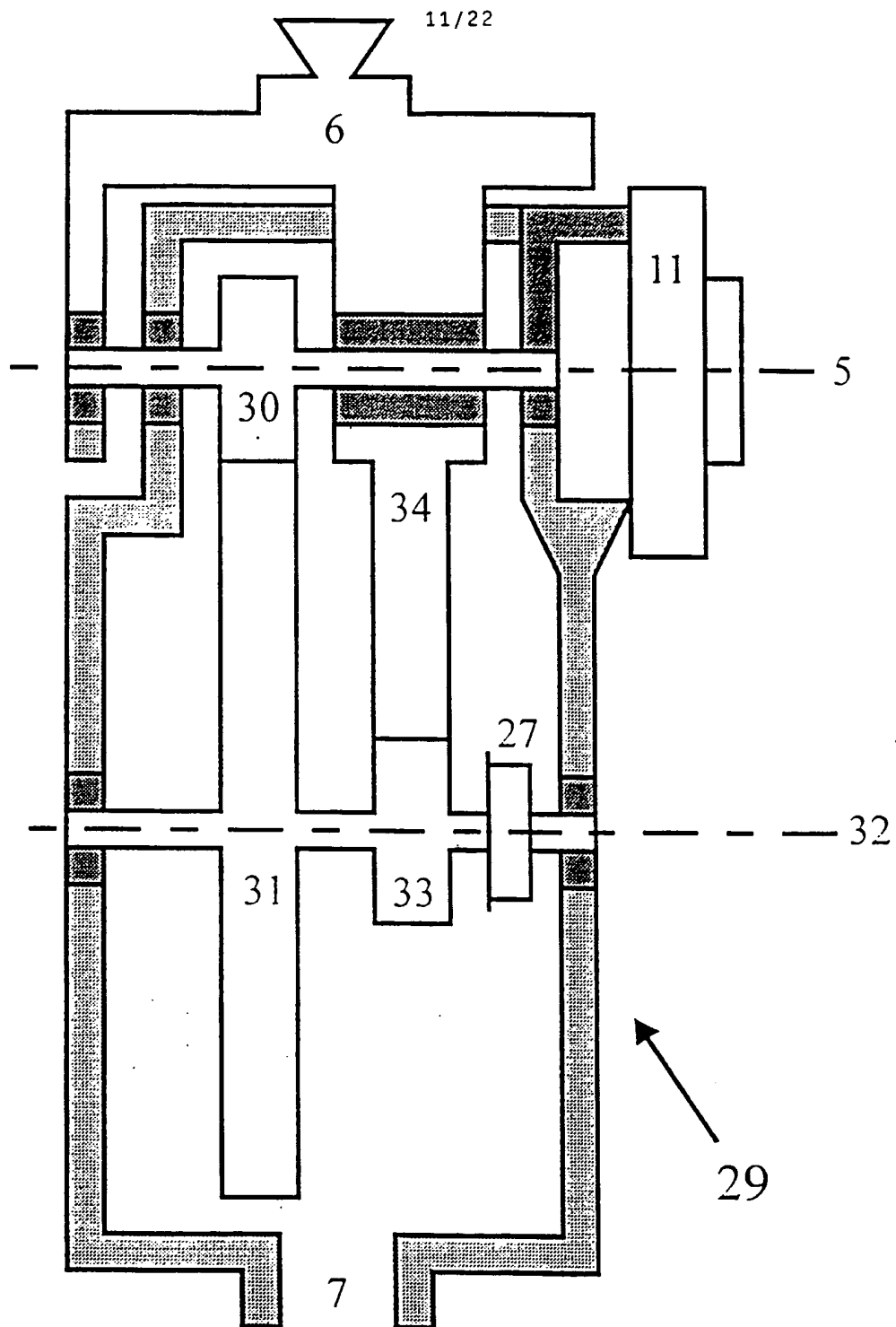


Fig. 12

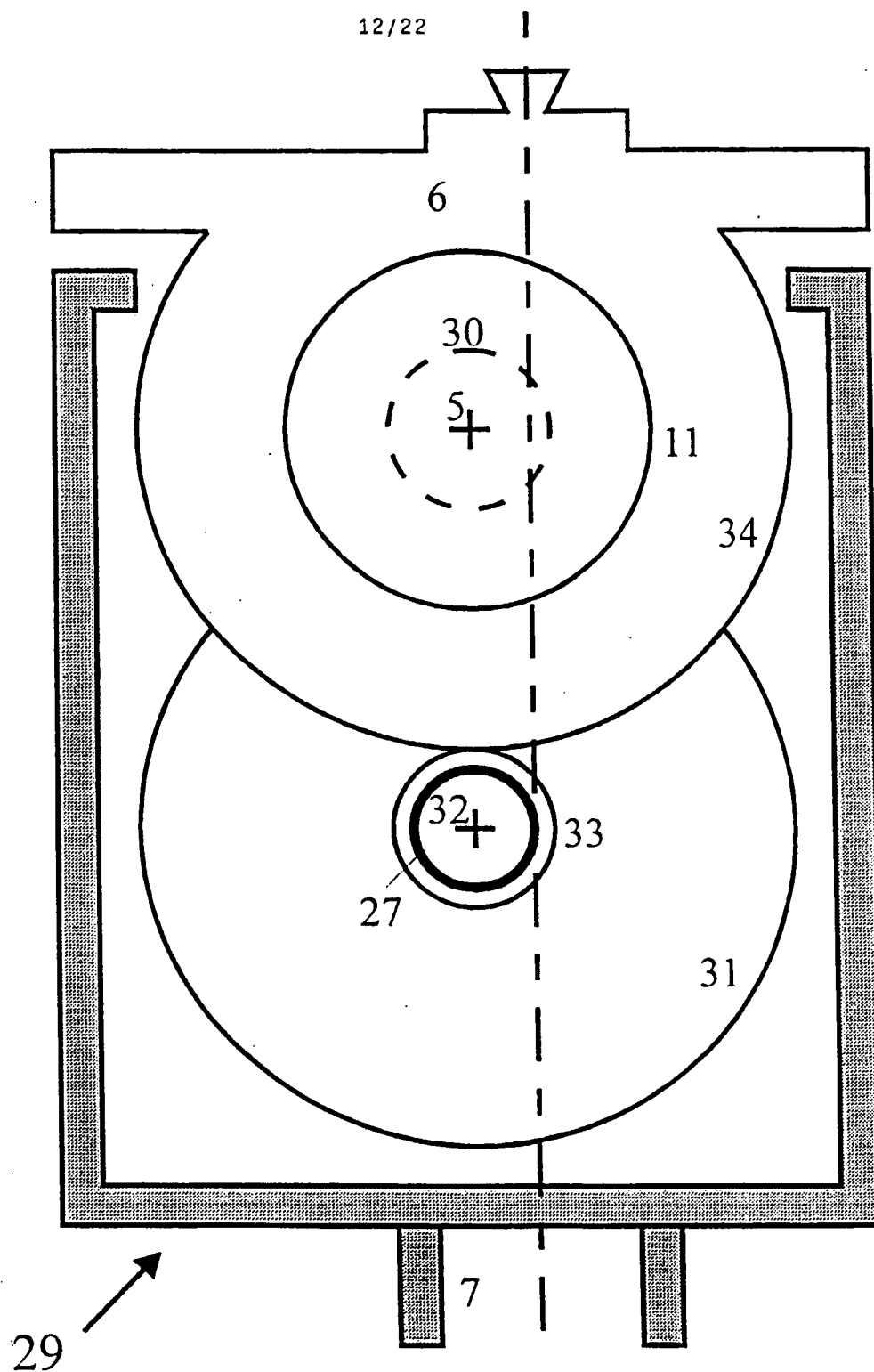


Fig. 13

13/22

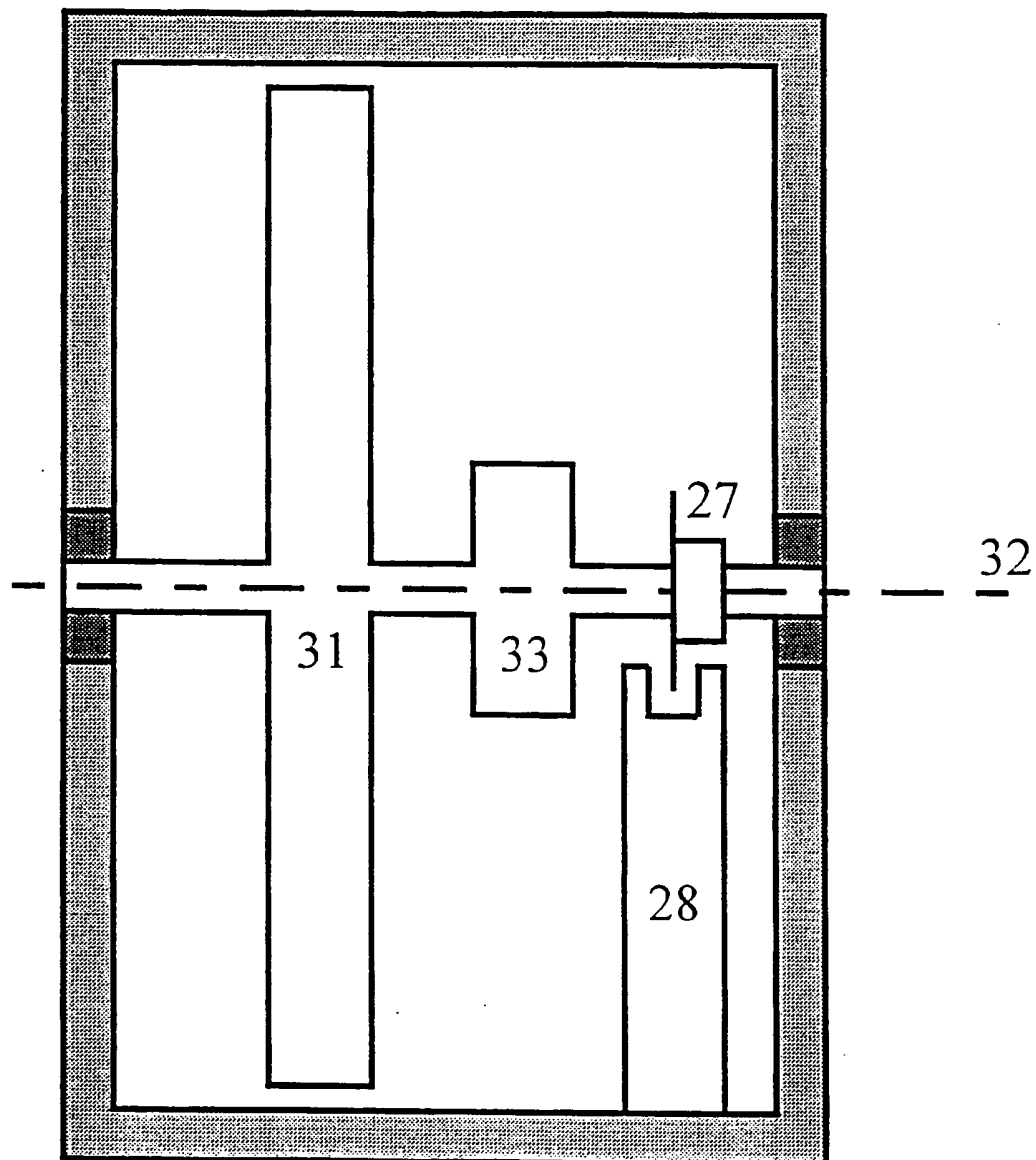


Fig. 14

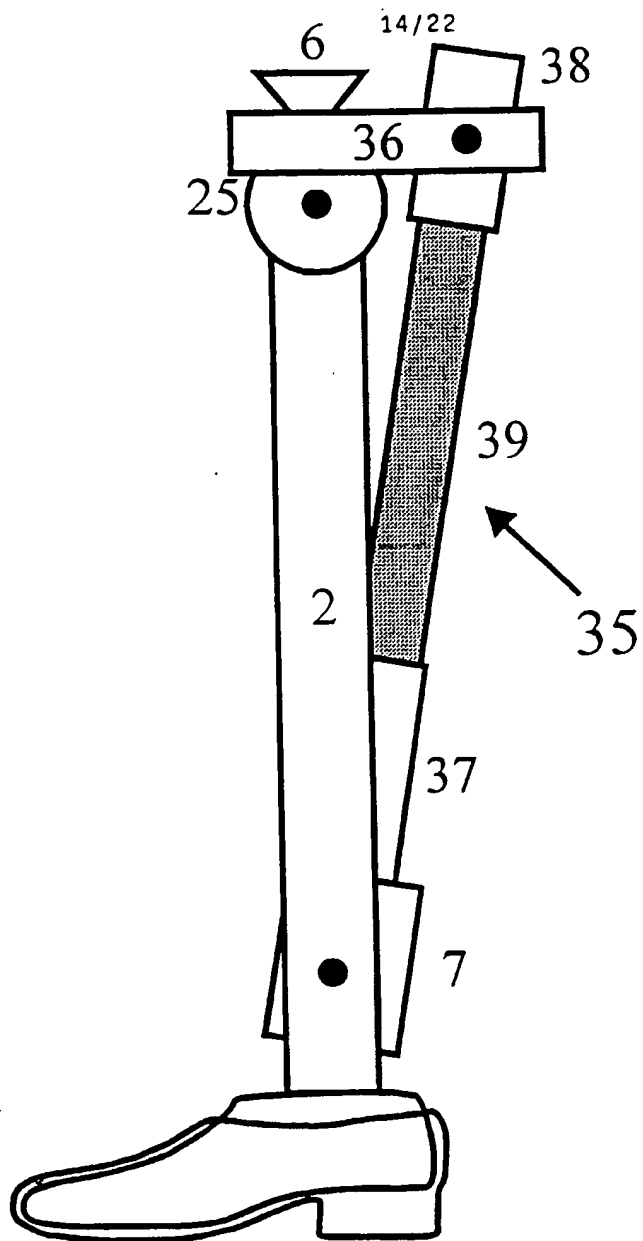


Fig. 15

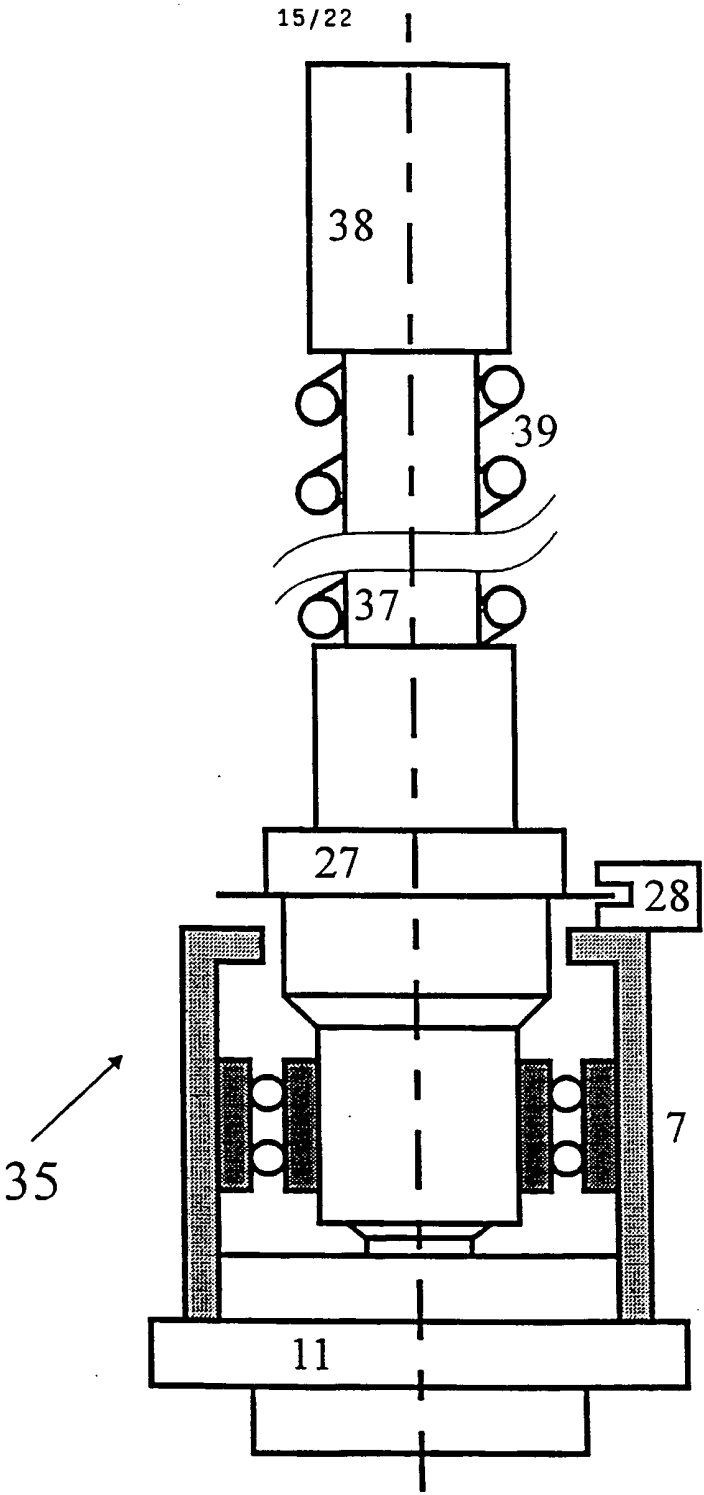


Fig. 16

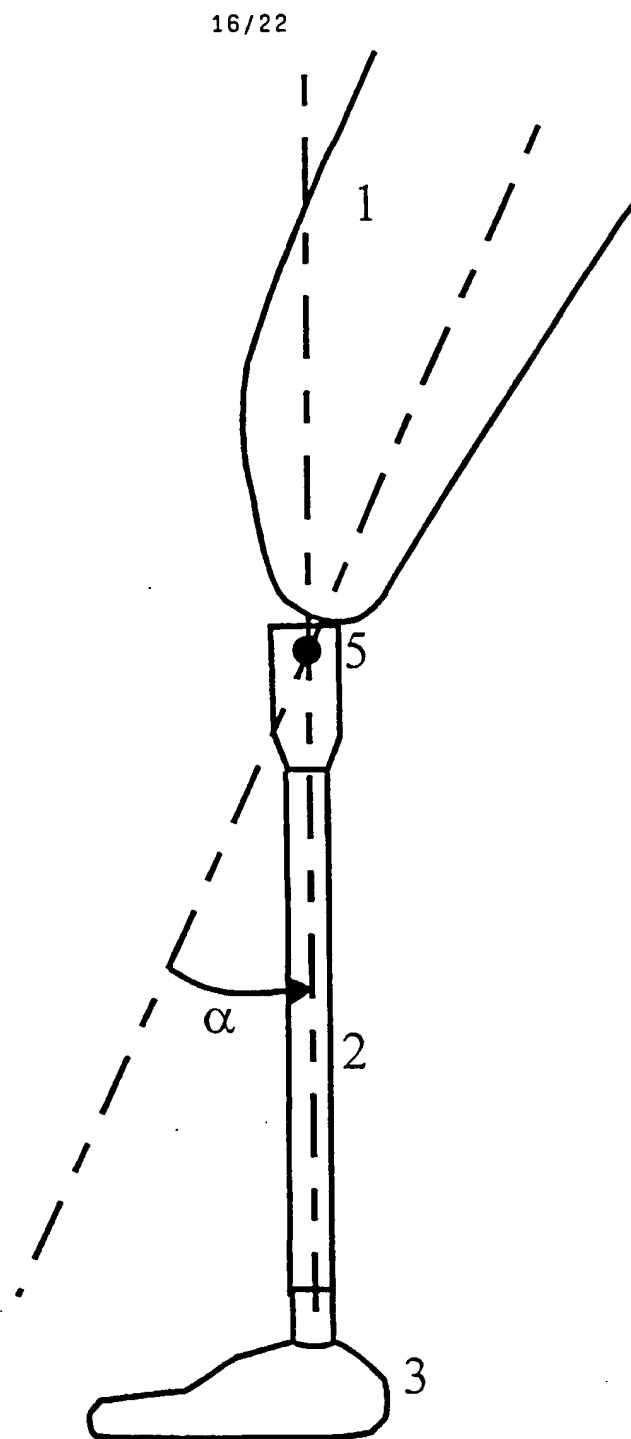


Fig. 17

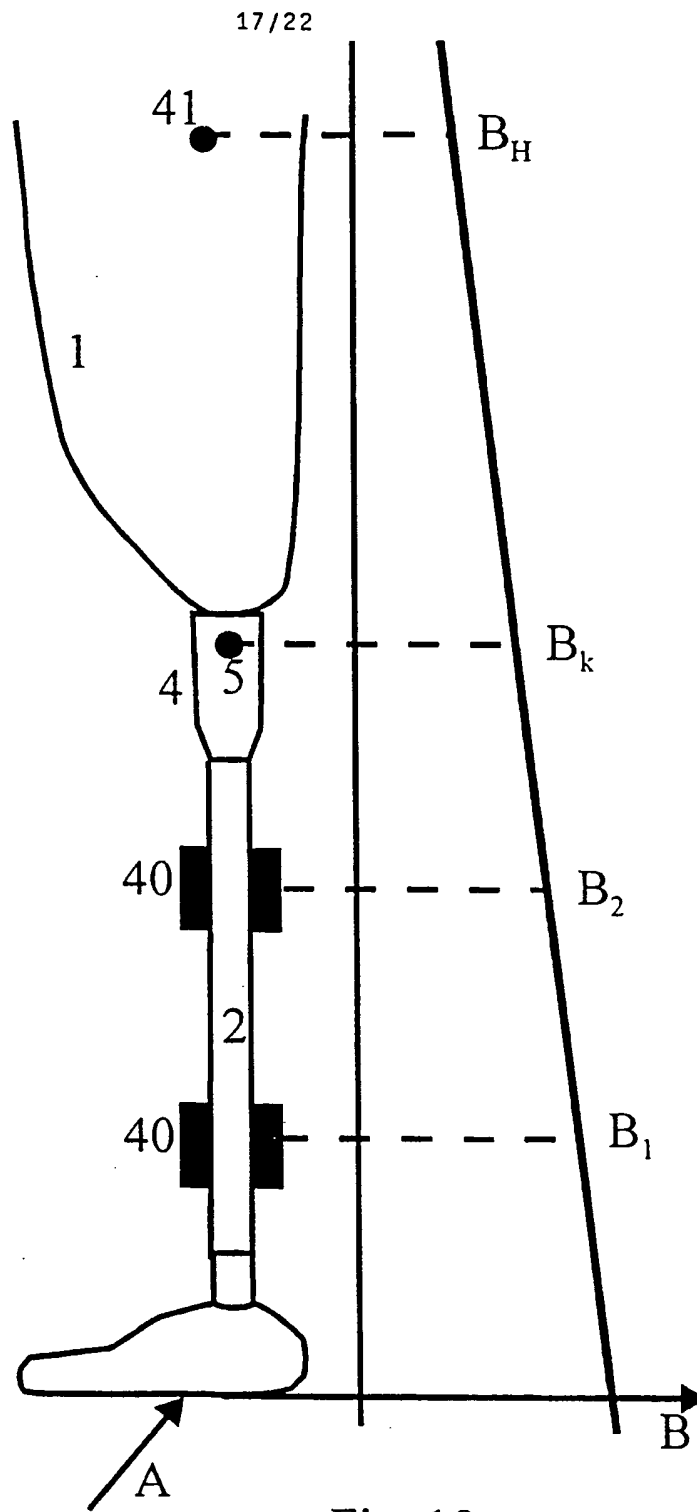


Fig. 18

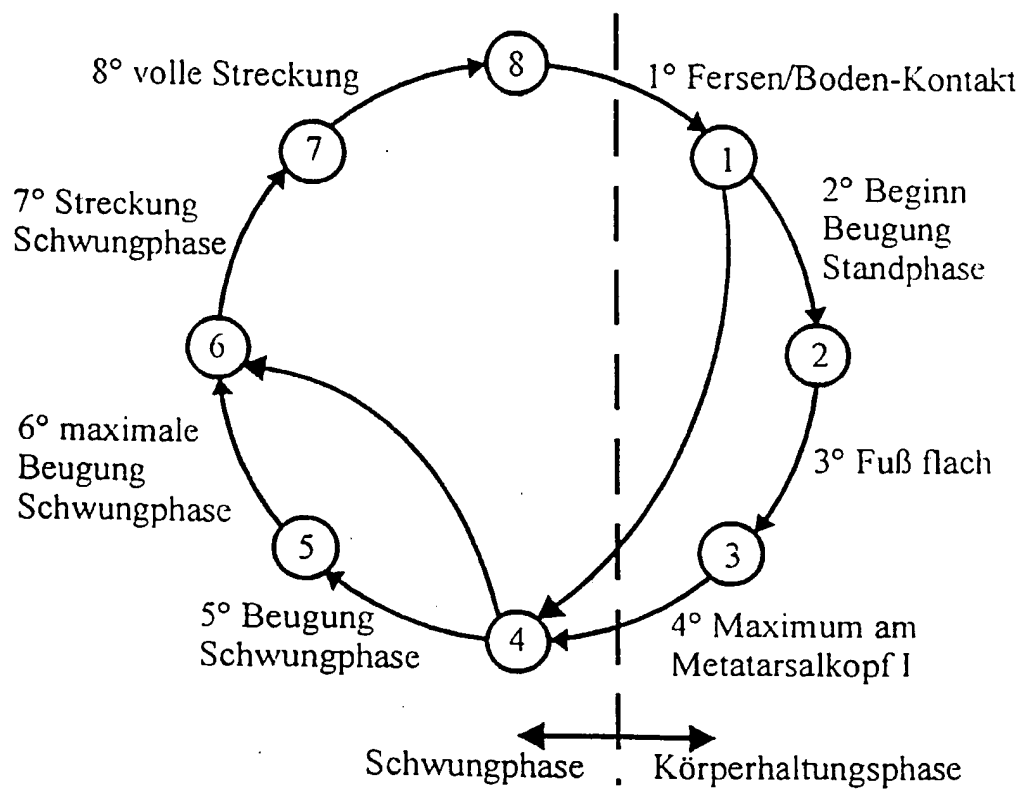
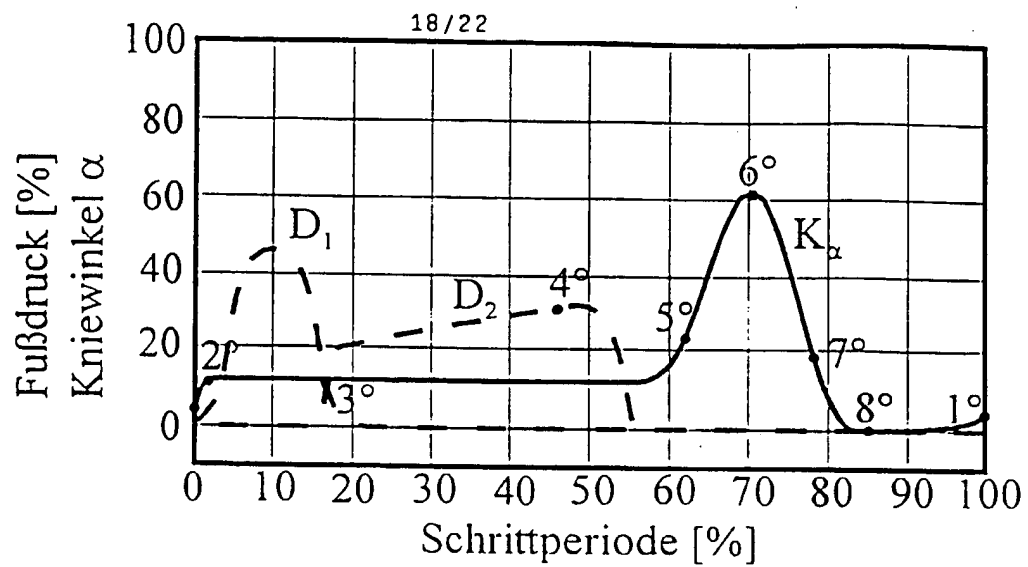


Fig. 19

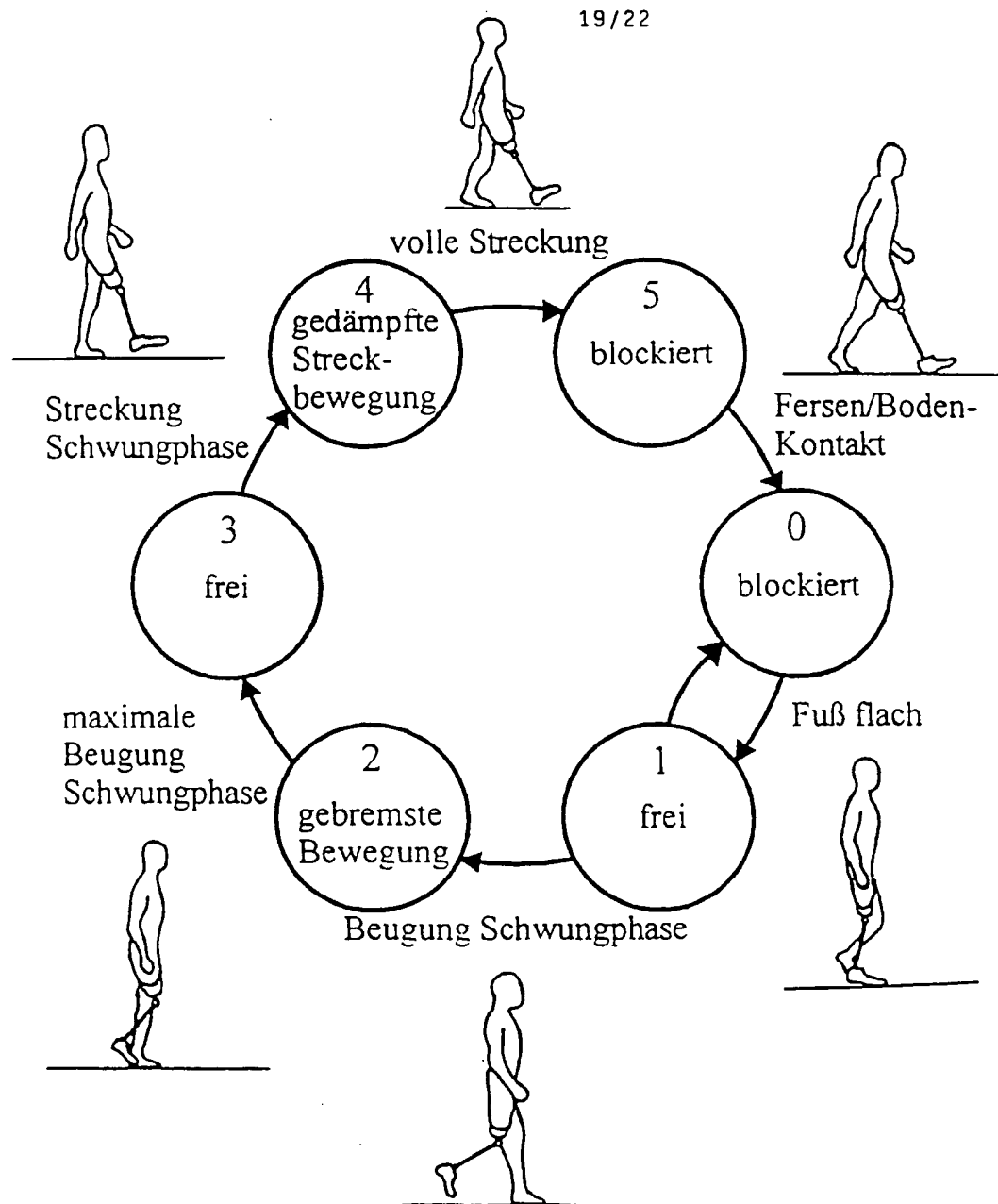


Fig. 20

20/22

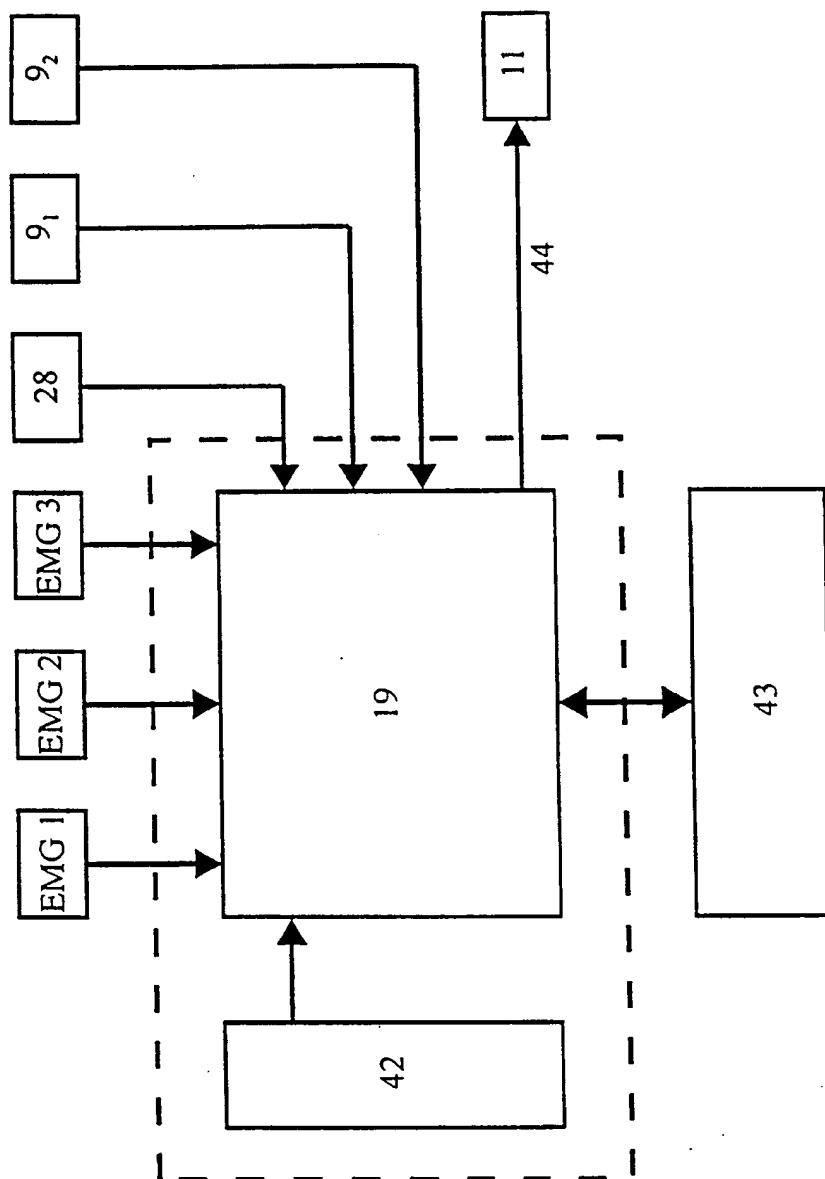


Fig. 21

21/22

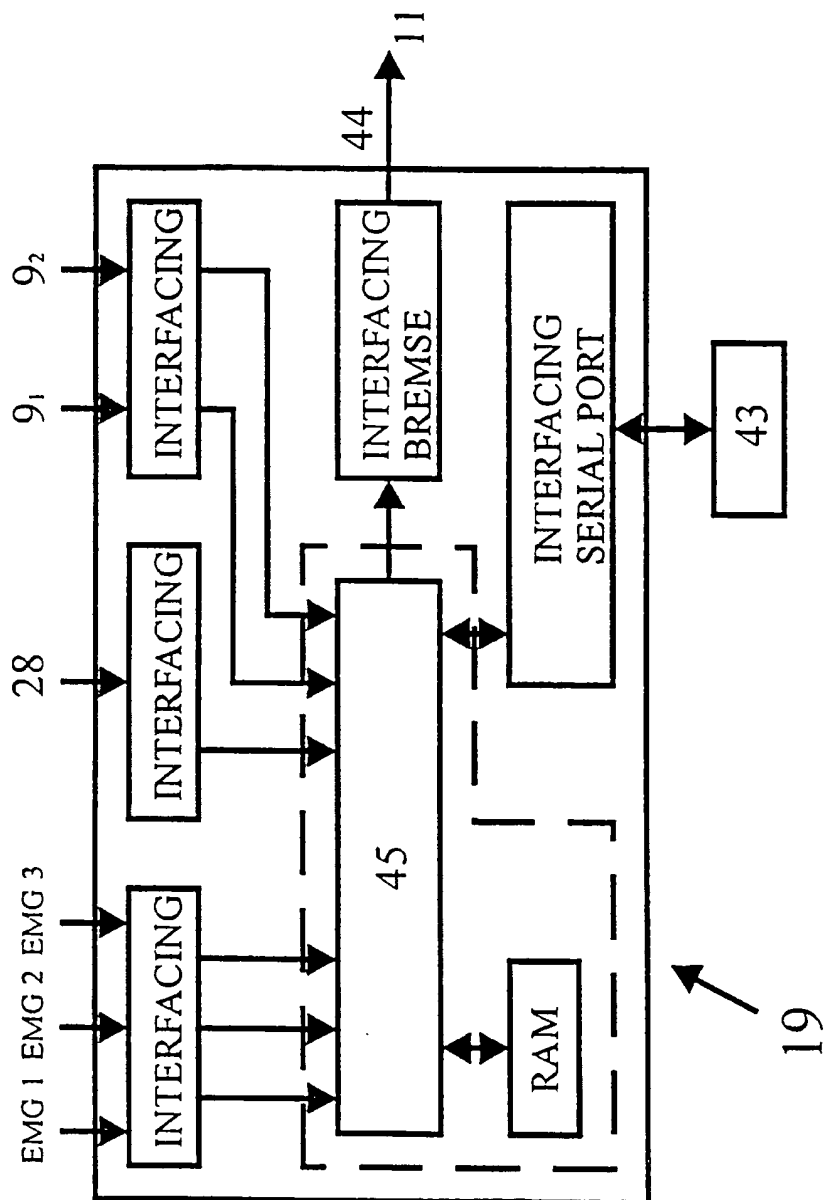


Fig. 22

22/22

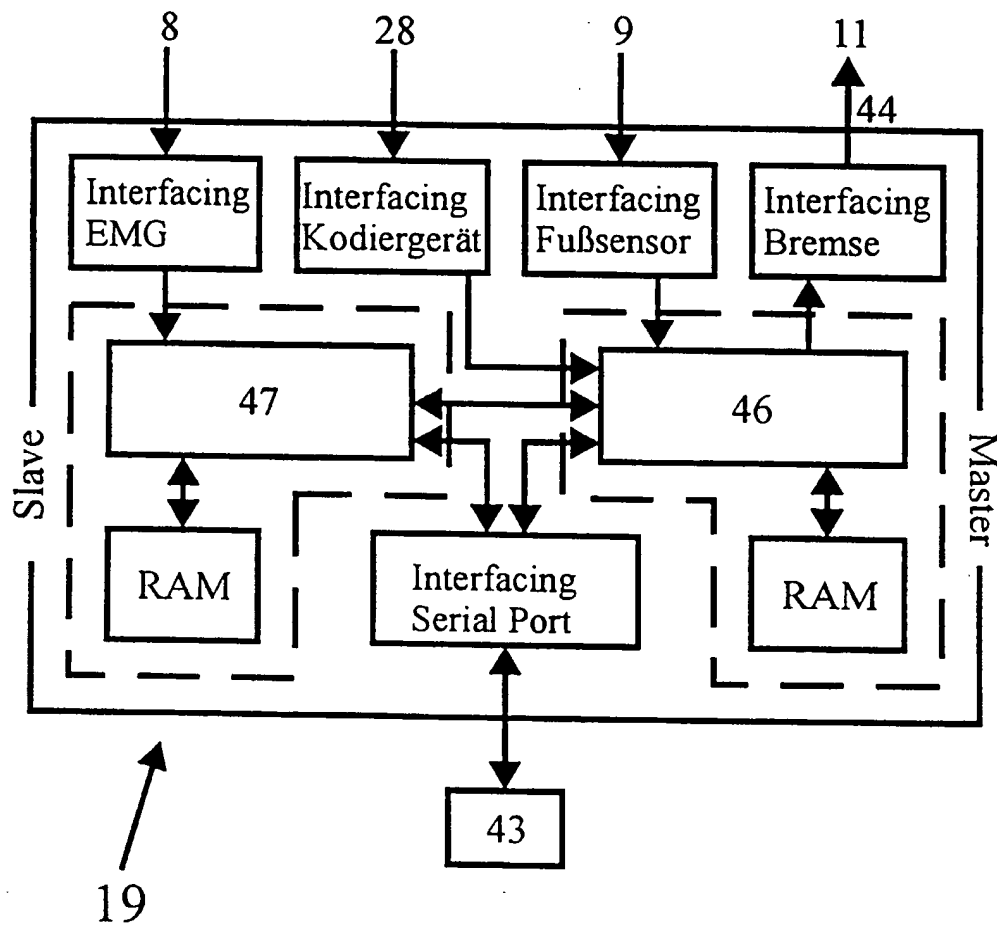


Fig. 23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/DE 96/01041

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 IPC 6 A61F2/68 A61F2/72 A61F2/64

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC 6 A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	EP,A,0 549 855 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 7 July 1993 cited in the application see the whole document ---	1,10
A	DE,A,39 09 672 (KABUSHIKI KAISHA KOBE SEIKO SHO) 19 October 1989 cited in the application see the whole document ---	1,10
A	US,A,5 413 611 (HASLAM, II) 9 May 1995 see the whole document ---	1,10
A	FR,A,2 623 086 (ADCRO) 19 May 1989 see the whole document ---	1,10
A	US,A,4 087 730 (GOLES) 2 May 1978 see abstract; figures 2,4 ---	1
-/-		

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- *A* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 November 1996

Date of mailing of the international search report

20. 11. 96

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
 Fax (+ 31-70) 340-3016

Authorized officer

Klein, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/DE 96/01041

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US,A,3 866 246 (SEAMONE) 18 February 1975 see abstract; figure 4 ---	1
A	US,A,5 258 037 (CASPER) 2 November 1993 see abstract see column 10, line 3 - line 8; figures ---	10
A	FR,A,2 642 302 (BASSET) 3 August 1990 see page 14, line 32 - line 34; claim 1; figure 9 ---	10
P,A	EP,A,0 681 818 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 15 November 1995 see the whole document ---	1,10
A	US,A,4 209 860 (GRAUPE) 1 July 1980 -----	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 96/01041

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP-A-549855	07-07-93	US-A- 5383939 AT-T- 135901 CN-A- 1074109 DE-D- 69209476 ES-T- 2086034 JP-A- 5212070 US-A- 5571205	24-01-95 15-04-96 14-07-93 02-05-96 16-06-96 24-08-93 05-11-96
DE-A-3909672	19-10-89	JP-A- 1244746 JP-B- 2540184 JP-A- 1244747 JP-B- 2501346 JP-A- 1244748 JP-B- 2501862 GB-A,B 2216426 GB-A,B 2252503 US-A- 5062856 US-A- 5133774 US-A- 5133773 US-A- 5344446	29-09-89 02-10-96 29-09-89 29-05-96 29-09-89 29-05-96 11-10-89 12-08-92 05-11-91 28-07-92 28-07-92 06-09-94
US-A-5413611	09-05-95	NONE	
FR-A-2623086	19-05-89	NONE	
US-A-4087730	02-05-78	AT-A- 340039 DE-A- 2639844 FR-A- 2325098	25-11-77 24-03-77 15-04-77
US-A-3866246	18-02-75	NONE	
US-A-5258037	02-11-93	AU-B- 670631 EP-A- 0650708 AU-A- 5033393 CA-A- 2098945 CA-A- 2174151 US-A- 5376132 US-A- 5534034 US-A- 5571208	25-07-96 03-05-95 01-06-95 14-04-94 14-04-94 27-12-94 09-07-96 05-11-96

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/DE 96/01041

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR-A-2642302	03-08-90	NONE	
EP-A-681818	15-11-95	DE-C- 4416509	23-11-95
		AU-A- 1786695	16-11-95
		CA-A- 2148577	11-11-95
		CN-A- 1117839	06-03-96
		ES-T- 2079337	16-01-96
		JP-A- 8098853	16-04-96
US-A-4209860	01-07-80	NONE	

THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/DE 96/01041

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
FR-A-2642302	03-08-90	KEINE	
EP-A-681818	15-11-95	DE-C- 4416509	23-11-95
		AU-A- 1786695	16-11-95
		CA-A- 2148577	11-11-95
		CN-A- 1117839	06-03-96
		ES-T- 2079337	16-01-96
		JP-A- 8098853	16-04-96
US-A-4209860	01-07-80	KEINE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 96/01041

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP-A-549855	07-07-93	US-A- 5383939	24-01-95
		AT-T- 135901	15-04-96
		CN-A- 1074109	14-07-93
		DE-D- 69209476	02-05-96
		ES-T- 2086034	16-06-96
		JP-A- 5212070	24-08-93
		US-A- 5571205	05-11-96

DE-A-3909672	19-10-89	JP-A- 1244746	29-09-89
		JP-B- 2540184	02-10-96
		JP-A- 1244747	29-09-89
		JP-B- 2501346	29-05-96
		JP-A- 1244748	29-09-89
		JP-B- 2501862	29-05-96
		GB-A,B 2216426	11-10-89
		GB-A,B 2252503	12-08-92
		US-A- 5062856	05-11-91
		US-A- 5133774	28-07-92
		US-A- 5133773	28-07-92
		US-A- 5344446	06-09-94

US-A-5413611	09-05-95	KEINE	

FR-A-2623086	19-05-89	KEINE	

US-A-4087730	02-05-78	AT-A- 340039	25-11-77
		DE-A- 2639844	24-03-77
		FR-A- 2325098	15-04-77

US-A-3866246	18-02-75	KEINE	

US-A-5258037	02-11-93	AU-B- 670631	25-07-96
		EP-A- 0650708	03-05-95
		AU-A- 5033393	01-06-95
		CA-A- 2098945	14-04-94
		CA-A- 2174151	14-04-94
		US-A- 5376132	27-12-94
		US-A- 5534034	09-07-96
		US-A- 5571208	05-11-96

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

ernationales Aktenzeichen

PCT/DE 96/01041

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US,A,3 866 246 (SEAMONE) 18.Februar 1975 siehe Zusammenfassung; Abbildung 4 ---	1
A	US,A,5 258 037 (CASPER) 2.November 1993 siehe Zusammenfassung siehe Spalte 10, Zeile 3 - Zeile 8; Abbildungen ---	10
A	FR,A,2 642 302 (BASSET) 3.August 1990 siehe Seite 14, Zeile 32 - Zeile 34; Anspruch 1; Abbildung 9 ---	10
P,A	EP,A,0 681 818 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 15.November 1995 siehe das ganze Dokument ---	1,10
A	US,A,4 209 860 (GRAUPE) 1.Juli 1980 -----	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/DE 96/01041

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES IPK 6 A61F2/68 A61F2/72 A61F2/64		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK		
B. RECHERCHIERTE GEBIETE Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) IPK 6 A61F		
Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	EP,A,0 549 855 (OTTO BOCK ORTHOPÄDISCHE INDUSTRIE) 7.Juli 1993 in der Anmeldung erwähnt siehe das ganze Dokument ---	1,10
A	DE,A,39 09 672 (KABUSHIKI KAISHA KOBE SEIKO SHO) 19.Oktober 1989 in der Anmeldung erwähnt siehe das ganze Dokument ---	1,10
A	US,A,5 413 611 (HASLAM, II) 9.Mai 1995 siehe das ganze Dokument ---	1,10
A	FR,A,2 623 086 (ADCRO) 19.Mai 1989 siehe das ganze Dokument ---	1,10
A	US,A,4 087 730 (GOLES) 2.Mai 1978 siehe Zusammenfassung; Abbildungen 2,4 ---	1
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Siehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist "T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden "Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist "&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 14.November 1996		Absendedatum des internationalen Recherchenberichts 20. 11. 96
Name und Postanschrift der Internationale Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Bediensteter Klein, C

THIS PAGE BLANK (USPTO)